THÈSES

présentées

à la Faculté des Sciences de l'Université de Paris

pour obtenir

LE TITRE DE DOCTEUR-INGÉNIEUR

par Pierre PERONNEAU

Sujet de la première thèse :

Etude et réalisation d'un débitmètre électromagnétique à induction pulsée, pour la mesure des débits sanguins

Sujet de la deuxième thèse : (Propositions données par la Faculté)

COMMANDE DES MOTEURS PAR THYRATRONS SOLIDES

soutenues le 13 Juin 1966 devant la Commission composée de :

Président : M. P. GRIVET,

Examinateurs : M. H. BENOIT,

M. G. LEHMANN

THÈSES

présentées

à la Faculté des Sciences de l'Université de Paris

pour obtenir

LE TITRE DE DOCTEUR-INGÉNIEUR

par Pierre PERONNEAU

Sujet de la première thèse :

Etude et réalisation d'un débitmètre électromagnétique à induction pulsée, pour la mesure des débits sanguins

Sujet de la deuxième thèse : (Propositions données par la Faculté)

COMMANDE DES MOTEURS PAR THYRATRONS SOLIDES

soutenues le 13 Juin 1966 devant la Commission composée de :

Président : M. P. GRIVET,

Examinateurs : M. H. BENOIT,

M. G. LEHMANN

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546023_0012

FACULTE DES SCIENCES DE PARIS

Janvier 1966

PROFESSEURS

Le Doyen..... M. ZAMANSKY

PRENANT	T	Anatomie et histologie comparée
GRASSE	T	Evolution des êtres organisés
PREVOST	T	Chimie organique
WYART	T	Minéralogie & cristallographie
TEISSIER	T	Zoologie
AUGER	T	Physique quantique & relativité
MONNIER	T	Physiologie générale
PIVETEAU	T	Paléontologie
ROCARD	T	Physique E.N.S.
CARTAN	T	Mathématiques E.N.S.
LAFFITTE	T	Chimie générale
N.....	T	Géométrie supérieure
COULOMB	T	Physique du globe
Mle COUSIN	T	Biologie animale SPCN
CHRETIEN	T	Chimie minérale
BOCQUET	T	Zoologie
KADTLER	T	Physique E.N.S.
EPHRUSSI	T	Génétique
GAUTHERET	T	Biologie végétale PCB
LUCAS R.		Recherches physiques
THOMAS A.	T	Biologie cellulaire
MORAND A.	T	Physique enseignement
SOLEILLET	T	Physique P.C.B.
FORTIER	T	Mécanique expérimentale des fluides
DRACH	T	Zoologie
QUENEY	T	Météorologie & dynamique atmosph.
GALLIEN	T	Embryologie
EICHHORN	T	Botanique
DE CUGNAC	T	Biologie végétale SPCN
Mle CAUCHOIS	T	Chimie physique
THELLIER	T	Physique du globe
PONCIN	T	Mécanique générale
DUBREIL	T	Arithmétique & théorie des nombres
QUELET	T	Chimie organique
CAGNIARD	T	Géophysique appliquée
CHAMPETIER	T	Chimie macromoléculaire
CUVILLIER	T	Micropaléontologie
JUNG	T	Géologie
TRILLAT	T	Microscopie & Diffract. Electronique
WIEMANN	T	Chimie organique & structurale
VASSY	T	Physique de l'atmosphère
DESTOUCHES	T	Théorie physique
AMIEL	T	Chimie générale
HOCART	T	Minérallogie & cristallographie
J.P MATHIEUT		Physique optique
COUTEAUX	T	Cytologie
CHOQUET	T	Théorie des fonctions & topologie
FELDMANN	T	Biologie végétale marine
JOST	T	Physiologie comparée
FORTET	T	Calcul des probabilités & Physique mathématiques
SCHWARTZ	T	Calcul différentiel & intégral
CHOUARD	T	Physiologie végétale
MALAVARD	T	Aviation (technique aéronautique)
BRELOT	T	Analyse supérieure
NORMANT	T	Synthèse organique
BENARD	T	Chimie minérale
DUGUE	T	Statistique

SOULAIRAC	T	Psychophysiologie
ULRICH	T	Physiologie végétale appliquée
KIRRMANN	T	Théories chimiques
CHADEFAUD	T	Botanique
Mle LE BRETON	T	Physiologie de la nutrition
LELONG	T	Application de l'analyse à la géométrie
DEVILLERS	T	Anatomie & histologie comparées
EHRESMANN	T	Topologie algébrique
FRANCON	T	Physique SPCN
GLANGEAUD	T	Géographie physique, géologie dynamique
DODEMENT	T	Mathématiques MGP
PISOT	T	Technique mathématique de la physique
ROCH	T	Géologie
SCHATZMANN	T	Astrophysique
TERMIER	T	Géologie générale
ZAMANSKY	T	Mathématiques générales
LENNUIER	T	Physique M.G.P.
ROUTHIER	T	Géologie appliquée
Mme TONNELAT	T	Physique théorique
DIXMIER	T	Mathématiques M.P.C.
SOUCHAY	T	Chimie générale
AIGRAIN	T	Electrotechnique
BRUSSET	T	Chimie systématique
M. LEVY	T	Physique théorique des hautes énergies
Mme CHAIX	T	Chimie biologique
Mme HUREL PYT		Biologie végétale PCB
PANNETIER	T	Chimie générale
BRUN	T	Mécanique des fluides I
Mme DUBREIL	T	Mathématiques (Agrégation)
Mme LELONG	T	Mathématiques II E.N.S.
BELLAIR	T	Géologie S.P.C.N.
COTTE	T	Physique électricité
DUBOIS J.E.	T	Chimie organique
LAMOTTE	T	Zoologie E.N.S.
OLMER	T	Energétique générale
GAUTHIER	T	Mécanique appliquée
BARCHEWITZ	T	Chimie physique
BROSSEL	T	Physique atomique
BUSER	T	Physiologie comparée
CAMUS	T	Physiologie végétale
CURIEN	T	Minéralogie & cristallograph
Mme CHARNIAUX COTTON	T	Evolution des êtres organisé
POSSOMPES	T	Zoologie
PULLMANN	T	Chimie quantique
TEILLAC	T	Physique nucléaire & radioactivité
VILLE	T	Econométrie
WILLEMART	T	Chimie PCB
FREYMANN	T	Recherches physiques
ROLLET	T	Chimie minérale
Mle JOSIEN	T	Chimie S.P.C.N.
CHEVALLEY	T	Géométrie algébrique & théor des groupes
GERMAIN	T	Mécanique théorique des flui
LUCAS G.	T	Géologie
ALLARD	T	Chimie physique
BERTHELOT	T	Physique des particules fondamentales
BRICARD	T	Météorologie
Mme ALBE - FESSARD	T	Psycho-physiologie
M. JULIA	T	Etude des molécules naturell complexes
MAGAT	T	Physico-chimie des rayonneme
Mle QUINTIN	T	Electrochimie
MONOD	T	Chimie du métabolisme
DE POSSEL	T	Analyse numérique
CHARLOT	T	Chimie analytique
CHATELET	T	Chimie PCB

MATTLER	T	Physique SPCN
BOUSSIERES	T	Radiochimie
Mme COUTURE	T	Thermodynamique et Mécanique phys.
FRANC	T	Biologie animale PCB
SCHNELL		Botanique tropicale
STOLKOWSKI	T	Physiologie générale
ACHER	T	Chimie biologique
BAUDOIN	T	Biologie animale PCB
BEAUMONT	T	Biologie animale SPCN
BLAMONT		Géophysique ionosphère
BOUREAU	T	Botanique
CURIE D.		Physique M.G.P.
DURAND DELGA	T	Géologie
HELLER	T	Physiologie végétale
TORTRAT	T	Calcul des probabilités
CAILLEUX	T	Géologie S.P.C.N.
MAGNAN		Physique électricité
DAUDEL	T	Mécanique ondulatoire
Mle FOURCROY		Biologie végétale S.P.C.N.
Mme CHOQUET BRUHAT		Mécanique analytique & méc. céleste
Mle VEIL	T	Physiologie générale
LWOFF	T	Microbiologie
SIESTRUNCK	T	Mécanique physique & expérimentale
CABANNES	T	Mécanique générale
CAIRE		Géographie physique & géologie dynamique
COMOLET		Mécanique des fluides
DELLOUE	T	Physique de l'exosphère
HOUILLON		Biologie animale PCB
OLIVIER		Antropologie
SAMUEL	T	Mathématiques (ENS Jeunes filles)
THIRY	T	Mécanique céleste
ABELES		Physique S.P.C.N.
AMAT	T	Thermodynamique
AUBOIN	T	Géologie
Mme BENOIT GUEUTAL	T	Physique nucléaire & radio-activité
BOUGIS		Biologie marine Villefranche sur mer
BRUHAT	T	Mathématique MPC
DEHEUVELS	T	Mathématiques propédeutique
FURON	T	Géologie S.P.C.N.
Mme GANS	T	Génétique
GENEVES		Biologie végétale P.C.B.
GUILBERT		Physique CUS Orléans
HUPE	T	Pétrographie
HOLLANDE	T	Biologie générale
LIONS	T	Analyse numérique
MAITTE	T	Chimie organique
NICOLAS		Géologie appliquée
PANIGEL		Biologie générale
RAVIER		Pétrographie
ROSEAU	T	Mécanique théorique des fluides
ROUBINE		Electronique
SILBER	T	Chimie P.C.B.
UEBERSFELD	T	Electronique
YVON	T	Théories physiques
HERVE	T	Mathématiques
Mme PECKER-WIMEL	T	Astrophysique
BALKANSKI		Physique M.P.C.
LE CORRE	T	Electricité
NATAF	T	Physique nucléaire & radioacti.
ECHALIER		Biologie animale P.C.B.
BARRAUD		Physiologie cellulaire
DARS		Géologie structurale & appliquée

CAMEFORT	T	Botanique (agrégation)
VICHNIEWSKY	T	Mécanique industrielle
BLAQUIERE		Electronique
ARNOUS	T	Physique théorique
TATIBOUET		Chimie (CSU Orléans)
MALLIAVIN	T	Mathématiques propédeutique
GAUDEMAR		Chimie propédeutique
BROUSSE	T	Mécanique théorique
ROSCH	T	Astronomie
GUY	T	Physique expérimentale
LAZARD		Mathématiques MPC
MOREL P.		Physique MPC
ARSAC		Programmation
LEFEBVRE		Chimie MPC
CHAPEVILLE		Biochimie
BENOIT		Physique CPEM
RIO		Chimie CPEM
JAUZEIN		Géologie ENS
PREVOST G.		Biologie CPEM
FAVARD P.		Biologie CPEM
Mle FICINI		Chimie CPEM
LEQUEUX		Astronomie
COHEN TANNOUDJI		Physique atomique
TAVERNIER		Physique CPEM
DURAND M.		Biologie animale SPCN
PASCAUD		Physiologie
Mme PETIT		Biologie animale CPEN
CAGNAC		Physique agrégation
FALK-VAIRANT		Physique nucléaire
RIGAUDY		Chimie S.P.C.N.
SIGWALT		Chimie S.P.C.N.
FOURNET		Electricité générale
COLLONGUES		Chimie C.P.E.N.
DUBERT		Biochimie
MOREL F.		Physiologie comparée
TALBOT		Génétique chimique
Mme NOUGAREDE		Botanique
FRANCOIS		Zoologie
IVANOFF		Océanographie physique
CADIOT		Chimie organique
BARUCH		Physique propédeutique
NOZIERES		Physique générale
BOK		Physique propédeutique
SLONIMSKI		Génétique
KRASNER	T	Mathématiques
BENZECRI	T	Statistiques
VINH MAU		Physique M.G.P.
DUQUESNES		Physique C.P.E.M.
SCHUTZENBERGER		Programmation
TREMILLON		Chimie MPC
FAYARD		Chimie MPC
BUVET		Chimie CPEM
AUTHIER		Physique MPC
PICINBONO	T	Physique CPEM
BONNEFILLE		Electrotechnique
Mme PUISEUX DAO		Biologie végétale

LE SECRETAIRE GENERAL

R. POULLAIN

Ce travail a été réalisé dans les laboratoires du Centre d'Etudes des Techniques Chirurgicales (Centre National de la Recherche Scientifique - Hôpital Broussais) et de la Division Instrumentation de la Compagnie Générale d'Electronique Industrielle Lepaute.

Nous remercions vivement Monsieur P. GRIVET, Professeur à la Faculté des Sciences d'Orsay, d'avoir bien voulu accepter la présidence du jury.

Nous sommes heureux d'exprimer notre gratitude envers Monsieur G. LEHMANN Directeur Scientifique de la Compagnie Générale d'Electricité, qui a bien voulu suivre pas à pas nos travaux et diriger l'ensemble de nos recherches.

Nous sommes très reconnaissant à Monsieur Ch. GUILLAUD, Directeur du Laboratoire de Magnétisme et de Physique du Solide (C.N.R.S. - Bellevue), d'avoir inspiré ce travail et ainsi donné une orientation à notre carrière.

Nous remercions vivement Monsieur H. BENOIT, Professeur à la Faculté des Sciences d'Orsay, d'avoir accepté de faire partie du jury.

L'accueil qui nous a été réservé à l'Hôpital Broussais par Monsieur D. LAURENT, Maître de Conférences, Agrégé à la Faculté de Médecine de Paris, nous a permis d'appliquer "in vivo" la méthode développée ; qu'il en soit profondément remercié.

Nous remercions tout spécialement Monsieur J. HINGLAIS, Directeur Adjoint du Centre de Chirurgie Expérimentale de l'Association Claude Bernard, dont l'aide permanente, la patience et le dévouement nous ont été des plus précieux.

Nos remerciements vont également à Monsieur H. DENAMUR, Directeur Général de la C.G.E.I. Lepaute, qui a encouragé ce travail.

L'aide constante que nous accordée Monsieur M. STERU, Ingénieur-Conseil du groupement automatisme de la Compagnie pour l'Informatique et les Techniques Electroniques de Contrôle, a permis de mener à bien cette étude ; qu'il trouve ici l'expression de notre fidèle gratitude.

Nous n'oublierons pas l'aide que nous a apportée Monsieur G. PUISEUX, Chef de la Division Instrumentation de la C.G.E.I. Lepaute et les conseils qu'il nous a donnés.

Nous savons gré à Monsieur F. VALENTIN, Professeur à la Faculté des Sciences de Bordeaux, d'avoir bien voulu nous recevoir et nous prodiguer ses conseils éclairés.

Nous adressons nos plus sincères remerciements à toute l'équipe du Centre d'Etudes des Techniques Chirurgicales et à tout le personnel du Laboratoire de la C.G.E.I. Lepaute pour leur efficace collaboration.

ETUDE ET REALISATION D'UN DEBITMETRE ELECTROMAGNETIQUE A INDUCTION PULSEE, POUR LA MESURE DES DEBITS SANGUINS

Page

Chapitre 1.- INTRODUCTION - BUTS DU TRAVAIL 1

Chapitre 2.- RELATIONS SIGNAL-DEBIT 3

2.1.- EXPRESSIONS THEORIQUES 3
2.1.1.- Hypothèses générales 3
2.1.2.- Equations fondamentales 3
2.1.3.- Intégration de l'équation générale 4
2.1.4.- Cas particuliers 6
2.1.4.1.- Capteur extracorporel 6
2.1.4.2.- Capteur intracorporel 7
2.1.4.3.- Unités 8

2.2.- APPLICATION PRATIQUE 9
2.2.1.- Influence des paramètres hydrauliques 9
2.2.1.1.- Régime d'écoulement 9
2.2.1.2.- Symétrie de révolution 10
2.2.1.3.- Autres paramètres 10
2.2.2.- Influence des paramètres électromagnétiques 10
2.2.2.1.- Uniformité de l'induction 10
2.2.2.2.- Conductivités 11

Chapitre 3.- PROBLEMES GENERAUX POSES PAR LA DEBITMETRIE ELECTROMAGNETIQUE 12

3.1.- POLARISATION DES ELECTRODES 12

3.2.- SIGNAUX PARASITES RECUEILLIS DANS LE MILIEU DE MESURE 13

3.3.- SIGNAUX PARASITES GENERES PAR LE CAPTEUR LUI-MEME 13
3.3.1.- Couplages capacitifs 13
3.3.2.- Couplages inductifs 13

Chapitre 4.- PRINCIPE DE L'APPAREIL ETUDIE 15

4.1.- PRINCIPE GENERAL 15

4.2.- DETERMINATION DES CARACTERISTIQUES DE L'INDUCTION 16
4.2.1.- Polarisation des électrodes 17
4.2.2.- Bande passante 18
4.2.3.- Rapport cyclique et temps de montée de l'induction 18

4.3.- CARACTERISTIQUES DE L'INDUCTION 19

Chapitre 5.- ENSEMBLE ELECTRONIQUE 20

5.1.- BASE DE TEMPS 20

5.2.- ALIMENTATION DU CAPTEUR 20

5.3.- AMPLIFICATION DU SIGNAL 22
5.3.1.- Préamplificateur 22
5.3.2.- Le dispositif limiteur 22
5.3.3.- Amplificateur - Réglages de gain 22

5.4.- DETECTEUR 23

5.5.- CIRCUITS DE SORTIE 23

5.6.- ALIMENTATION GENERALE DES CIRCUITS 24

Chapitre 6.- CAPTEURS 25

6.1.- CARACTERISTIQUES COMMUNES 25
6.1.1.- Induction 25
6.1.2.- Signaux parasites et leur compensation 27
1.- Signal parasite inductif 27
2.- Signal parasite capacitif 27
3.- Couplage résistif 27
4.- Câble de liaison 27

6.2.- CAPTEURS EXTRACORPORELS 28
(Caractéristiques des capteurs extracorporels) 29

6.3.- CAPTEURS INTRACORPORELS 30
6.3.1.- Capteurs de l'Electromagnetic Probe Company 30
(Caractéristiques) 30
6.3.2.- Capteurs intracorporels miniaturisés 30
(Caractéristiques) 31

Chapitre 7.- MESURES DE DEBITS "IN VITRO" et "IN VIVO" 32

Résultats expérimentaux

7.1.- ETUDES IN VITRO 32
7.1.1.- Matériel et technique 32
a - Circuit hydraulique d'étude in vitro 32
b - Liquides utilisés - Leur résistivité 32
7.1.2. - Capteurs extracorporels 33
a - Amplitude et compensation du signal parasite 33
b - Courbes Signal-Débit 33
7.1.3. - Capteurs intracorporels 34
a - Niveau du signal parasite 34
b - Courbes Signal-Débit 35

7.2.- ETUDES IN VIVO 35
7.2.1.- Conditions générales des mesures 35
7.2.2.- Etude particulière des capteurs 36
- Capteur 01-IC 36
- Capteur 02-IC 36
- Capteur 03-IC 37
- Capteurs 11, 12 et 13-IC 37

Chapitre 8.- RESUME - CONCLUSIONS 39

BIBLIOGRAPHIE 41

Chapitre 1. - INTRODUCTION - BUTS DU TRAVAIL

S'il existe de nombreuses méthodes de mesure des débits liquides, aucune n'est aisément adaptable à la mesure des débits sanguins, même in vitro, sur des circuits extracorporels (coeur-poumon artificiel, rein artificiel etc...) à plus forte raison sur des vaisseaux in situ. L'introduction de tout corps étranger dans le courant sanguin, la section ou la simple ponction d'un vaisseau engendrent un traumatisme sanguin et un traumatisme vasculaire indésirables. Aussi la physiologie cardio-circulatoire appliquée, l'utilisation des organes artificiels, la chirurgie cardio-vasculaire ont-elles accompli leurs récents développements en restant relativement mal informées en termes de débit. C'est là une lacune lourdement ressentie et qui explique le renouvellement d'intérêt suscité dans ces toutes dernières années par la débitmétrie électromagnétique. Cette méthode offre en effet un double avantage :

1) L'organe de mesure est extérieur à la veine liquide et peut donc être disposé autour du vaisseau sanguin sans rupture de la continuité vasculaire.

2) L'information obtenue concerne la vélocité sanguine (permettant l'étude du régime pulsatile) et sa valeur intégrée (débit volumique) indépendamment du régime d'écoulement, de la température, de la viscosité.

La débitmétrie électromagnétique est fondée sur la loi de FARADAY : si un conducteur AB de longueur l se déplace perpendiculairement à soi-même avec une vitesse v dans un plan P perpendiculaire à une induction uniforme B, il y a naissance de forces électromotrices le long de ce conducteur (fig.1).

La force électromotrice apparaissant aux extrémités est de la forme :

$$E = B v l$$

L'application de cette loi à un liquide conducteur en écoulement fut tentée par FARADAY en 1832 (15). Mais c'est seulement en 1930 que WILLIAMS établit empiriquement les relations liant le signal de mesure au débit (63). En 1932, FABRE suggère le premier d'appliquer ce principe à la mesure des variations du débit sanguin et obtient des résultats qualitatifs sur vaisseau sectionné (14). KOLIN en 1936 (32), puis WETTERER en 1937 (61) obtiennent des valeurs quantitatives. Les premiers essais d'induction alternative sont effectués en 1938 par KOLIN et KATZ. Depuis, de nombreuses expérimentations et diverses méthodes de mesure ont été développées, principalement aux Etats-Unis. Au cours des trois dernières années, de nombreux travaux s'efforcent d'améliorer les performances et la maniabilité des appareils pour répondre à l'intérêt croissant que soulève cette méthode en physiologie cardio-circulatoire.

Le présent travail s'est fixé pour buts :

1. - De préciser les divers phénomènes physiques mis en jeu dans l'application de la débitmétrie électromagnétique - en particulier

les phénomènes parasites.

2. - D'étudier et de réaliser un appareil comportant un procédé original d'exploitation des signaux recueillis sur les électrodes.

3. - Enfin d'utiliser ce matériel pour la mesure de débits sanguins instantanés et moyens, in vitro et in vivo.

Chapitre 2. - RELATIONS SIGNAL-DEBIT

2.1.- EXPRESSIONS THEORIQUES

2.1.1. - HYPOTHESES GENERALES

L'application de la loi de FARADAY à un tube de fluide conducteur en écoulement et l'établissement de la relation signal-débit exigent une définition précise des conditions (19, 33, 55, 58). Les hypothèses initiales du calcul sont les suivantes :

1. La colonne de fluide est un cylindre de révolution dont l'axe est perpendiculaire à un champ d'induction magnétique continue B. Le champ d'induction est uniforme tranversalement et longitudinalement. Il suffit donc d'étudier la répartition du potentiel dans une section droite (fig.2.1.).

2. En chaque point du fluide, le vecteur vitesse est de révolution autour de l'axe. Le module du vecteur vitesse ne dépend donc que de la coordonnée radiale.

3. Le fluide est conducteur, non magnétique. Sa densité de charge est nulle. Tel est le cas du sang.

4. L'induction appliquée est suffisamment faible pour que le régime d'écoulement n'en soit pas perturbé.

2.1.2. - EQUATIONS FONDAMENTALES (+)

Le déplacement du fluide induit une répartition de potentiel, régie par les lois de l'électromagnétisme dans l'approximation des états quasi-stationnaires.

$$\overrightarrow{\text{rot}}\ \vec{B} = \mu \vec{i} \qquad (1)$$

$$\text{div}\ \vec{B} = 0 \qquad (2)$$

$$\text{div}\ \vec{E} = 0 \qquad (3)$$

$$\text{div}\ \vec{i} = 0 \qquad (4)$$

$$\vec{E} = \frac{\vec{i}}{\gamma} \quad \text{loi d'OHM} \qquad (5)$$

$$\vec{E}_i = \vec{v} \wedge \vec{B} \quad \text{loi de FARADAY} \qquad (6)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}}\ \vec{E} = \overrightarrow{\text{rot}}\ \vec{E}_i - \frac{\overrightarrow{\partial B}}{\partial t} \qquad (7)$$

$\vec{B}$: induction magnétique $\vec{i}$: densité de courant

$\vec{E}_i$: champ électrique induit

(+) Les relations sont exprimées dans le système MKSA rationalisé.

$\vec{E}$: champ électrique total

γ : conductivité du milieu $\vec{v}$: vitesse en un point

Comme l'induction B est continue, la relation (7) peut s'écrire :

$$\overrightarrow{\text{rot}}\ (\vec{E} - \vec{E}_i) = 0 \quad \text{soit} \quad \vec{E} - \vec{E}_i = -\ \overrightarrow{\text{grad}}\ U$$

U étant la fonction potentiel cherchée.

On prend la divergence des deux membres. Comme div E = 0, il vient :

$$\text{div}\ \vec{E}_i = -\ \Delta U \qquad (8)$$

Les calculs seront effectués en coordonnées polaires. Selon l'équation (7), on a :

$$E_{i\rho} = B\, v \cos\theta$$

$$E_{i\rho} = -B\, v \cos\theta$$

En rappelant que v = v (ρ), fonction du seul rayon vecteur. L'équation (8) devient donc :

$$\boxed{\Delta U = -B \frac{dv}{d\rho} \cos\theta} \qquad (9)$$

Cette équation fournit le potentiel cherché.

2.1.3. - INTEGRATION DE L'EQUATION GENERALE

Le Laplacien ΔU s'écrit en coordonnées polaires :

$$\Delta U = \frac{\partial^2 U}{\partial \rho^2} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial U}{\partial \rho} + \frac{1}{\rho^2} \frac{\partial^2 U}{\partial \theta^2}$$

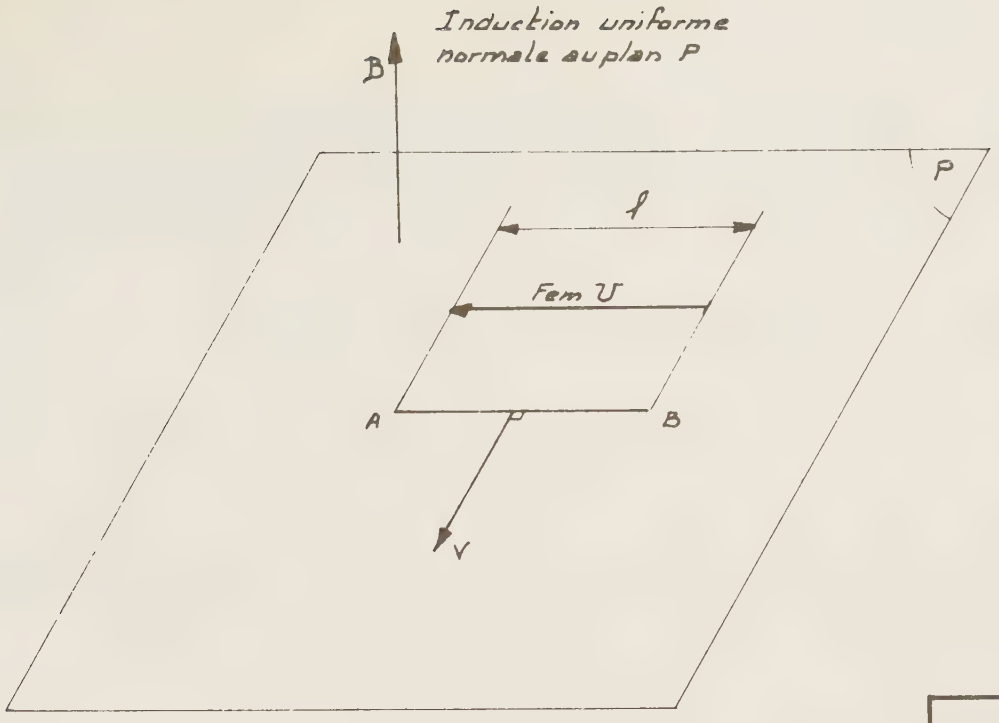
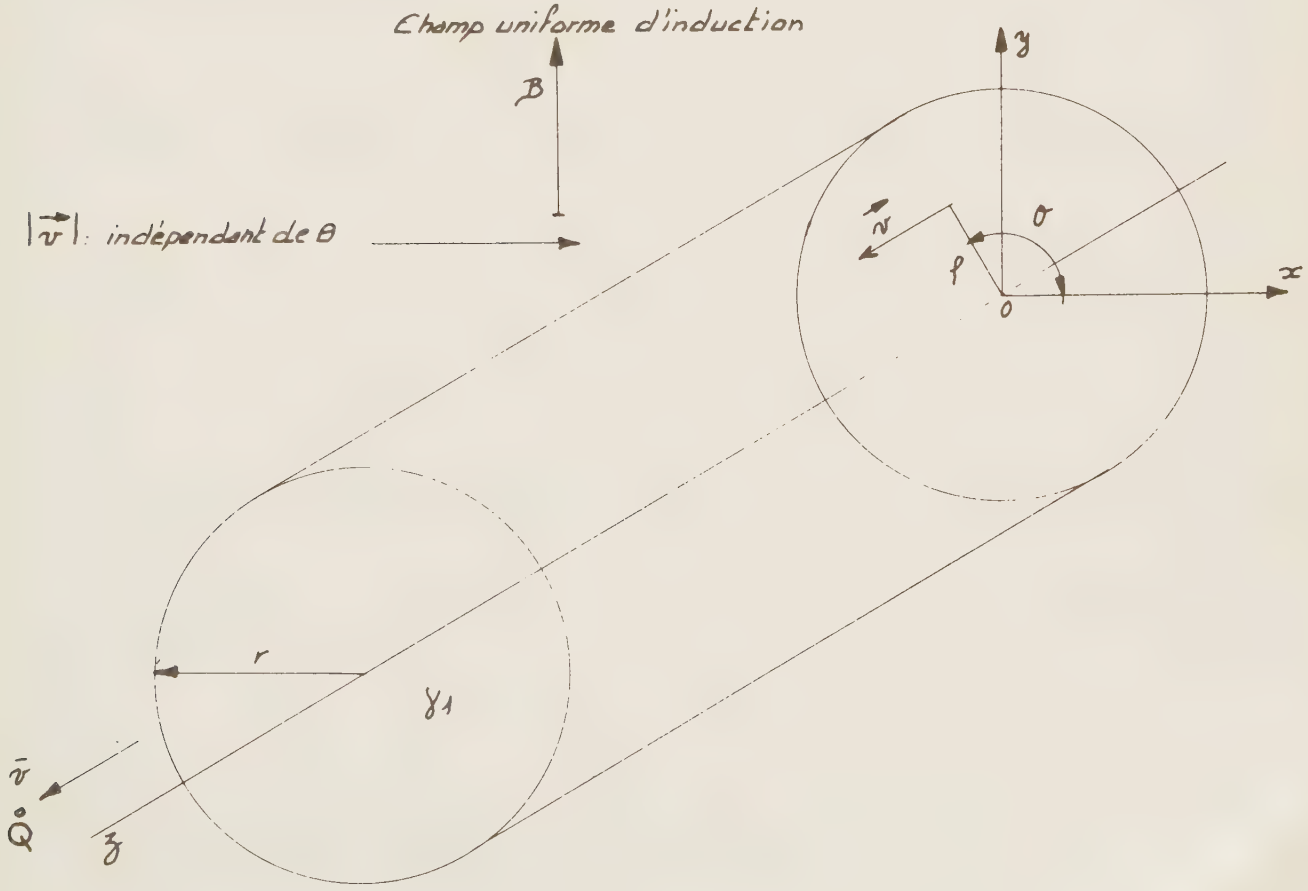


Fig. 1

Loi de Faraday



Tube de fluide, système de coordonnées

Fig. 2.1

On recherche pour U une solution de la forme $U = P(\rho).\psi(\theta)$ où P et ψ sont des fonctions ne dépendant respectivement que de ρ et de θ . La forme de l'équation (9) suggère de poser $\psi(\theta) = \cos\theta$, ce qui convient. On est donc ramené à résoudre l'équation :

$$\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} - \frac{1}{\rho}\frac{\partial P}{\partial \rho} - \frac{1}{\rho^2} P = - B \frac{dv}{d\rho} \qquad (10)$$

La fonction U étant donnée alors par :

$$U = P \cos\theta$$

L'équation (10) est une équation linéaire de CAUCHY que l'on peut résoudre en posant $\rho = e^u$
La solution générale de l'équation sans second membre s'écrit :

$$P(\rho) = C_1\rho + \frac{C_2}{\rho}$$

La recherche d'une solution particulière avec second membre nous conduit à une expression :

$$P_p(\rho) = -\frac{B}{\rho}\int_0^\rho v\rho\, d\rho$$

La solution générale de l'équation (10) est donc de la forme :

$$P(\rho) = C_1\rho + \frac{C_2}{\rho} - \frac{B}{\rho}\int_0^\rho v\rho\, d\rho$$

et par la suite, le potentiel cherché est :

$$U(\rho,\theta) = \left[C_1\rho + \frac{C_2}{\rho} - \frac{B}{\rho}\int_0^\rho v\rho\, d\rho \right] \cos\theta$$

C_1 et C_2 sont deux constantes d'intégration dépendant des conditions aux limites. Le potentiel étant une fonction continue, il est nécessaire que $C_2 = 0$.
D'autre part, le débit du fluide à travers une section droite de rayon ρ est donné par :

$$\mathring{Q}(\rho) = 2\pi\int_0^\rho v\,\rho\, d\rho$$

avec $v = v(\rho)$ vitesse ne dépendant que du rayon vecteur. On peut donc écrire la fonction potentiel sous la forme :

$$\boxed{U(\rho,\theta) = \left[C_1\rho - \frac{B\mathring{Q}(\rho)}{2\pi\rho} \right] \cos\theta} \qquad (11)$$

$Q(\rho)$ étant le débit à l'intérieur du cercle de rayon ρ.
La forme de U appelle quelques remarques :

1. Au centre du tube, le potentiel est nul.

2. Le potentiel est nul également sur le diamètre parallèle à l'induction

3. La fonction potentiel U prend des valeurs opposées pour les couples de points situés de part et d'autre du diamètre U = 0 et équidistants de ce diamètre. Entre deux points situés de part et d'autre du diamètre il apparaît une différence de potentiel qui est maximale pour le couple de points situés aux extrémités du diamètre perpendiculaire à l'induction.

4. Le potentiel induit $U(\rho, \theta)$ est indépendant de la distribution des vitesses à l'intérieur du cercle de rayon ρ et de la conductivité du fluide, dans le cadre des hypothèses initiales.

2.1.4. - CAS PARTICULIERS

La forme du potentiel induit au sein du fluide par son déplacement étant ainsi connue, il convient de déterminer le signal de mesure dans chaque cas pratique. Pour ce faire, il faut préciser les conditions aux limites. D'une façon générale :

1. A la séparation de deux milieux de conductivités différentes la fonction potentiel est continue, ainsi que la composante radiale de la densité de courant : cette dernière s'annule si l'un des milieux est isolant

2. La vitesse du fluide sur la paroi interne du tube est nulle.

Seuls les résultats des calculs seront rapportés ci-dessous.

2.1.4.1. - Capteur extracorporel

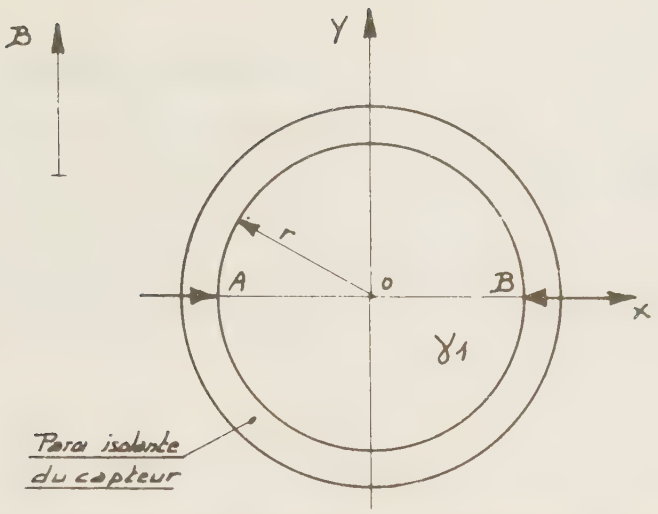
Le tube de fluide est limité par la paroi isolante du capteur (fig. 2.2.). Le calcul de C_1 (équation 1) fournit l'expression du potentiel dans le fluide :

$$U_1(\rho,\theta) = -\frac{B}{2\pi}\left[\frac{\mathring{Q}}{r^2}\rho + \frac{Q(\rho)}{\rho}\right]\cos\theta \qquad (12)$$

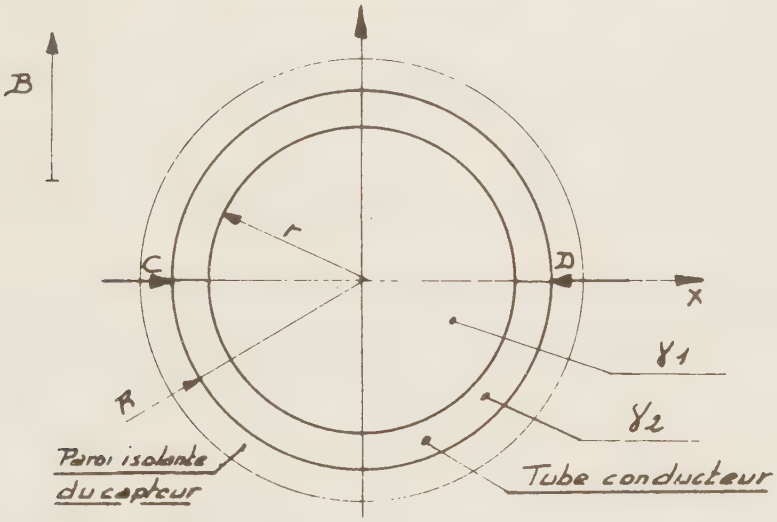
où Q est le débit total dans le tube.
La différence de potentiel est maximale entre les extrémités A et B du diamètre perpendiculaire à l'induction, soit :

$$\boxed{U_A - U_B = \frac{2B\mathring{Q}}{\pi r} = U_M} \qquad (13)$$

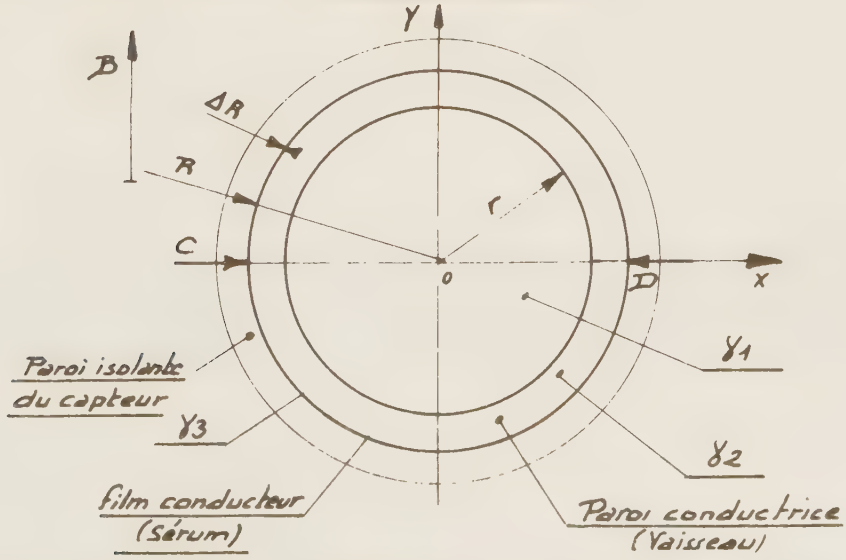
Les électrodes recueillant la fem de mesure sont donc placées de préférence en ces deux points A et B.



Tube de mesure isolant : capteur extracorporel



Tube de mesure conducteur



Tube de mesure conducteur : capteur intracorporel

Fig. 2.2

2.1.4.2. - Capteur intracorporel

a) La paroi vasculaire est ici interposée entre le fluide (sang) et le capteur : la colonne sanguine (conductivité γ_1) est limitée par la paroi conductrice du vaisseau (conductivité γ_2), elle-même enserrée dans la paroi isolante du capteur (fig. 2.2.). Le potentiel induit dans le sang est toujours régi par l'équation 11, et C_1 est déterminé par les conditions à la limite sang-paroi du vaisseau. Le potentiel dans la paroi du vaisseau est donné par l'équation de LAPLACE $\Delta U = 0$, soit donc :

$$U(\rho, \theta) = \left[C_2 \rho + \frac{C_3}{\rho} \right] \cos \theta \qquad \text{pour} \quad r \leqslant \rho \leqslant R$$

En posant : $\alpha = \frac{\gamma_1}{\gamma_2}$, $\beta = \frac{r}{R}$, $\delta = \frac{B \overset{\circ}{Q}}{\pi r}$

l'expression du potentiel dans la paroi du vaisseau s'écrit :

$$U(\rho, \theta) = - \frac{\alpha \delta r}{\alpha (R^2 + r^2) + R^2 - r^2} \left[\rho + \frac{R^2}{\rho} \right] \cos \theta \qquad (14)$$

Les électrodes de mesure sont placées sur la paroi externe du vaisseau. La fém de mesure est la différence de potentiel entre les extrémités C et D du diamètre extérieur perpendiculaire à l'induction :

$$U_C - U_D = \frac{4 \alpha \beta \delta}{\alpha (1 + \beta^2) + 1 - \beta^2} = U'_M \qquad (15)$$

$$U_M = \left[\frac{2 \alpha \beta}{\alpha (1 + \beta^2) + 1 - \beta^2} \right] \cdot U_M$$

b) En fait, un mince film de sérum est le plus souvent interposé entre la paroi externe du vaisseau et la paroi interne du capteur et ses électrodes (fig.2.2.). Soit γ_3 la conductivité du sérum et ΔR l'épaisseau du film, ΔR restant très faible devant le rayon R du vaisseau.

Posons : $\alpha = \frac{\gamma_3}{\gamma_2}$ et $\varepsilon = \frac{\Delta R}{R}$, $\varepsilon \ll 1$.

Comme précédemment, le potentiel induit dans le sang est déterminé par l'équation 11, le potentiel dans la paroi du vaisseau et dans le film de sérum sont régis par l'équation de LAPLACE. Les constantes d'intégration sont déterminées par les nouvelles conditions aux limites. Dans le film de sérum, la fonction potentiel s'écrit :

$$U_3(\rho,\theta) = -\frac{\alpha\beta\delta(1-\varepsilon)\left[\rho/R + (1+\varepsilon^2)R/\rho\right]\cos\theta}{\alpha(1+\beta^2)+1-\beta^2+\varepsilon\alpha'\left[\alpha(1-\beta^2)+1+\beta^2\right]} \qquad (16)$$

et la fém de mesure devient :

$$U_C - U_D = \frac{4\alpha\beta\delta}{\alpha(1+\beta^2)+1-\beta^2+\varepsilon\alpha'\left[\alpha(1-\beta^2)+1+\beta^2\right]} = U''_M \qquad (17)$$

$$U''_M = \frac{2\alpha\beta}{\alpha(1+\beta^2)+1-\beta^2+\varepsilon\alpha'\left[\alpha(1-\beta^2)+1+\beta^2\right]} \cdot U_M$$

EN RESUME, AVEC LES HYPOTHESES POSEES, DANS TOUS LES CAS, LA F.E.M. APPARAISSANT ENTRE LES ELECTRODES EST PROPORTIONNELLE A L'INDUCTION APPLIQUEE ET AU DEBIT VOLUMIQUE, QUEL QUE SOIT LE PROFIL DE VITESSE. SA POLARITE DEPEND DU SENS DE L'ECOULEMENT.

2.1.4.3. - Unités

Les rapports α, α', β et ε sont des nombres sans dimension. La fém de débit U_M s'écrit, en fonction du débit ou de la vitesse moyenne sur la section du tube :

$$U_M = \frac{2B\mathring{Q}}{\pi r} = 2B\bar{v}r$$

U_M en Volts, B en Wb/m^2 , $\mathring{Q}$ en m^3/s, r en m, $\bar{v}$ en m/s

(système MKSA rationalisé).

On peut exprimer ces relations dans le système C.G.S. :

$$U_M = \frac{2B\mathring{Q}}{\pi r}.10^{-8} = 2B\bar{v}r.10^{-8}$$

U_M en Volts, B en gauss, $\mathring{Q}$ en cm^3/s, $\bar{v}$ en cm/s, r en cm.

2.2.- APPLICATION PRATIQUE

2.2.1. - INFLUENCE DES PARAMETRES HYDRAULIQUES

Pour le calcul, une seule hypothèse concernant les paramètres hydrauliques a été posée. Elle concerne la répartition des vitesses au sein du fluide : dans l'espace de mesure, les vecteurs vitesse doivent être parallèles à l'axe du tube de fluide et présenter une symétrie de révolution autour de cet axe.

2.2.1.1.- Régime d'écoulement

On sait que le régime d'écoulement d'un fluide dans un tube peut être formulé en utilisant le nombre de REYNOLDS R (11, 22, 55) tel que :

$$R = \frac{\bar{v}\, d\, \rho}{\nu}$$

$\bar{v}$ = vitesse moyenne sur la section

d = diamètre du tube

ν = viscosité du fluide

ρ = densité du fluide

La valeur dite critique du nombre de REYNOLDS ($R = 2\,000$) départage les régimes d'écoulement. Pour $R < 2\,000$, le régime est laminaire : en chaque point du fluide, le vecteur vitesse est parallèle à l'axe du tube.

Pour $R > 2\,000$, le régime est turbulent : en chaque point d'une section droite, le vecteur vitesse peut être décomposé selon le plan de cette section et selon l'axe de l'écoulement ; ce sont seulement les composantes axiales qui correspondent au débit et déterminent la différence de potentiel entre les électrodes.

Dans la circulation sanguine artérielle, l'écoulement est laminaire dans les artères de moyen et petit calibre. Dans l'aorte et les artères majeures, un régime turbulent peut s'établir au moment de l'éjection ventriculaire gauche, mais l'instant où R atteint des valeurs élevées est de très courte durée. Le tableau de la fig. 2.3. précise les ordres de grandeur des vitesses et du nombre de REYNOLDS en différents points de la circulation artérielle chez l'homme et chez le chien (11, 45).

Au cours des mesures intracorporelles, on peut craindre en outre que le capteur lui-même, rigide et devant enserrer étroitement le vaisseau, ne perturbe les conditions d'écoulement (11, 23). En fait l'expérience montre qu'une sténose modérée (jusqu'à 30 % du diamètre interne pour une artère) n'entraine pas de modifications appréciables. Par contre, pour des raisons mécaniques grossières, l'écoulement peut être sévèrement perturbé si le capteur provoque une rupture de l'axe du vaisseau ; cet inconvénient est particulièrement à craindre au niveau des artères de petit calibre et des veines.

2.2.1.2.- Symétrie de révolution

Quel que soit le régime d'écoulement, si le tube est rectiligne sur une longueur suffisamment grande devant son diamètre (5 à 10 fois), on peut admettre qu'à la partie médiane de ce segment rectiligne, la répartition des vitesses est de révolution. Et, dans ce cas, on a vu que la relation signal-débit est indépendante du profil des vitesses.

Ces conditions sont aisément réalisées pour des mesures sur circuit extracorporel. Il n'en est pas toujours de même pour les mesures intra - corporelles : mesure au niveau d'un vaisseau à forte courbure, ou immé - diatement en aval d'une bifurcation ou d'une angulation vasculaire. L'imprécision introduite dans ces cas n'est pas calculable : les auteurs estiment qu'elle est le plus souvent de l'ordre de quelques %, mais qu'elle peut atteindre 20 % dans les cas les plus défavorables (22, 41).

2.2.1.3.- Autres paramètres

La densité du fluide, sa viscosité, sa température n'interviennent que dans l'expression du nombre de REYNOLDS. Or le signal de débit est, aux restrictions précédentes près, indépendant de ce nombre. La relation signal-débit est donc en pratique indépendante de la viscosité, de la densité et de la température du fluide.

2.2.2.- INFLUENCE DES PARAMETRES ELECTROMAGNETIQUES

2.2.2.1.- Uniformité de l'induction

Le calcul établissant la relation signal-débit suppose l'uniformité de l'induction. En pratique cette condition ne pourra être réalisée que dans un petit volume autour des électrodes. Pour des raisons pratiques, les dimensions du circuit magnétique sont faibles devant celles de l'en - trefer et il en résulte une non uniformité longitudinale et tranversale de l'induction, qui détermine un affaiblissement du signal de mesure et qui rend ce signal dépendant du profil de vitesse (55, 64).

a) Affaiblissement du signal de mesure

La non uniformité longitudinale entraîne un "effet de bord": les sections droites voisines du tube de fluide n'étant plus au même potentiel induit, des courants naissent dans le fluide, qui diminuent l'amplitude de la fém induite. WYATT a exprimé quantitativement ce phénomène en établissant un coefficient K variable en fonction du rapport largeur/épaisseur de l'entrefer (64).

Par suite de la courbure des lignes de champ, l'induction au centre de l'entrefer est inférieure à la valeur calculée. WYATT a établi un facteur K' chiffrant cet affaiblissement. La fém de mesure dans ces conditions prend une valeur :

$$U_M^* = K\ K'\ U_M$$

Espèce	Vaisseau	Diamètre Cm	Vitesse Cm/sec	Nombre de reynolds	Signal utile théorique pour une induction appliquée de 100 gauss μV
Homme	Aorte ascendante	2,3 - 4,35	21,3 - 87,4 *	5000 - 12000	50 - 380
Homme	Tronc pulmonaire	2,32 - 350	33,1 - 63,5 *	5000 - 10000	75 - 220
Chien	Aorte ascendante	1,0	40 *	2360	40
Chien	Aorte thoracique proximale	10	112 **	3000 - 3500	112
Chien	Aorte thoracique distale	0,77 - 0,82	114 - 128 **	2450 - 2590	88 - 105
Chien	Aorte abdominale	053 - 061	106 - 141 **	1710 - 1970	56 - 86
Chien	Fémorale	0,3	100	1300	30
Chien	Petite artère mésentérique	0,005	2,1	0,28	0,01 ***
Chien	Artériole	0,0025	0,28	0,018	0,07 ***
Chien	Capillaire	0,0008	0,05	0,001	0,004 ***
Chien	Veine cave abdominale	10	15 **	930	15
Homme	Veine cave thoracique inf.	20	107 16	1320 - 1980	21 - 32

* Moyenne systolique ** Valeur crête *** donnée à titre purement théorique

Fig. 2.3

En pratique l'affaiblissement du signal par rapport à sa valeur théorique U_M peut atteindre 50 %.

b) La non-uniformité de l'induction rend le signal dépendant du profil de vitesse et par suite peut altérer sa linéarité. En fait WYATT a démontré que, pour des variations d'induction de 20 % la variation d'amplitude du signal de mesure observé entre un écoulement laminaire et un écoulement turbulent n'excédait pas 1 %.

En résumé, la réduction des dimensions des électro-aimants qu'on est amené à envisager pour les mesures intracorporelles, n'entraîne essentiellement qu'un fort affaiblissement de la sensibilité par rapport à sa valeur théorique, sans altération sensible de la linéarité.

2.2.2.2.- Conductivités

a) Dans le cas d'une mesure de débit où le tube de mesure est isolant, nous avons vu que le terme de conductivité n'intervient pas dans l'expression de la fém induite (équation 13).

b) Par contre, au cours des mesures sur vaisseaux non sectionnés, les équations 15 et 17 montrent l'influence des conductivités du sang, de la paroi vasculaire et du sérum, ainsi que l'influence des épaisseurs de la paroi et du film de sérum. La fig. 2.4 illustre d'après GESSNER (19) les variations de la fém de mesure pour une valeur moyenne du rapport $\gamma_1 / \gamma_2 = 4$.

En pratique courante, au cours d'une mesure intracorporelle, les paramètres γ_1, γ_2 , γ_3, r et ΔR sont inconnus et la mesure est au départ entachée d'une erreur.

Cependant, dans les limites physiologiques, r/R reste généralement compris entre 0,8 et 0,9 et les autres paramètres ne subissent que des variations peu importantes. On peut alors estimer, comme le montre la figure, que l'imprécision maximale qui en résulte est de l'ordre de 10 %.

c) Qu'il s'agisse de mesure extra - ou intracorporelle, le signal effectivement mesuré est affecté d'un affaiblissement qui dépend du rapport impédance d'entrée de l'appareil / impédance interélectrodes . L'impédance interélectrodes dépend des conductivités des milieux en présence. Il suffit que l'impédance d'entrée de l'appareil soit suffisamment grande pour que les variations d'affaiblissement ne soient pas sensibles.

Chapitre 3.- PROBLEMES GENERAUX POSES PAR LA DEBITMETRIE ELECTROMAGNETIQUE

Les relations établies montrent que le signal de débit est proportionnel à la grandeur de l'induction. La nécessité pratique de réaliser des capteurs de petite taille et de faible échauffement limite en fait l'accroissement possible de l'induction qui ne peut ainsi dépasser quelques centaines de gauss.

Le tableau de la fig. 2.3 rapporte les valeurs théoriques de la fém de débit que l'on peut obtenir dans différents vaisseaux pour une induction appliquée de 100 gauss. On sait que le signal réel est presque toujours notablement plus faible que sa valeur théorique.

Le signal de débit recueilli par les électrodes est donc toujours très faible.

En outre, au signal de débit viennent se superposer au niveau des électrodes :

1. des tensions de polarisation,
2. des signaux parasites induits dans le milieu de mesure,
3. des signaux parasites générés par le capteur lui-même.

Le problème constant de la débitmétrie électromagnétique réside dans la discrimination d'un signal de débit de très faible amplitude, parmi des tensions parasites importantes et multiples.

3.1.- POLARISATION DES ELECTRODES

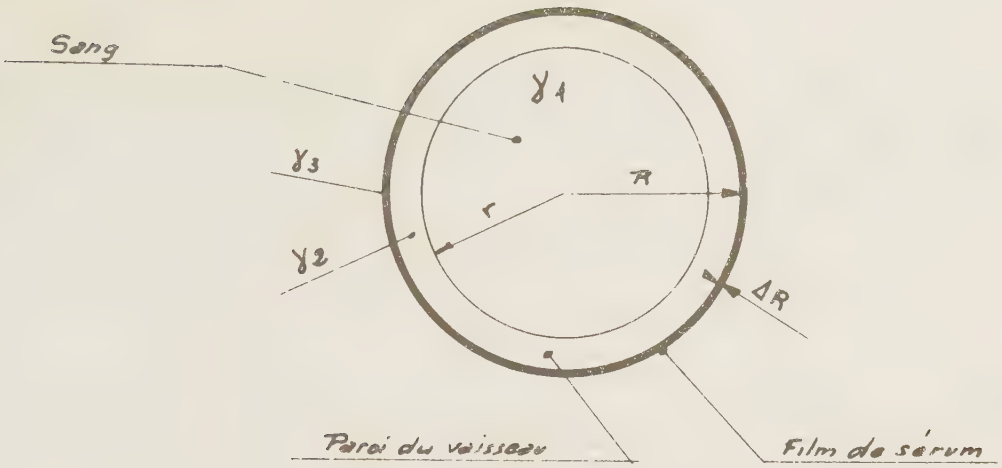
Divers phénomènes concourent à créer une fém de polarisation entre les électrodes, le sang, le sérum, les tissus eux-mêmes étant des milieux électrolytiques (16, 17, 27, 64).

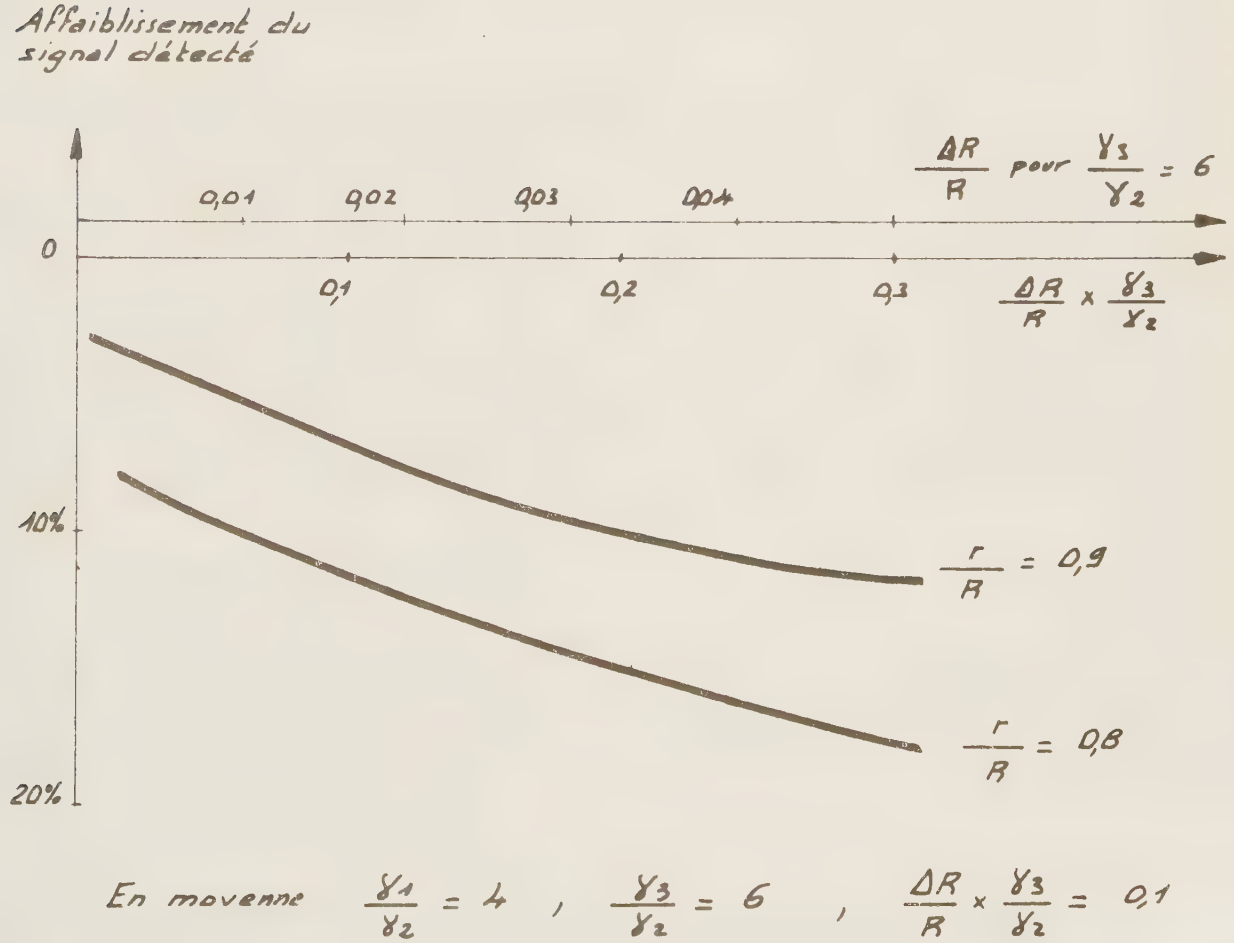
a) Entre deux électrodes de même nature placées au contact du sang, existe une fém de polarisation en l'absence de toute induction. Cette fém, déjà présente si le sang est stagnant, varie si le sang s'écoule (cf. § 4.2.1.). Au cours des mesures sur vaisseaux non sectionnés, ce phénomène est réduit par l'interposition de la paroi vasculaire entre l'électrode et le sang.

b) En présence d'une induction, l'écoulement engendre au sein du liquide des courants induits qui se referment par les électrodes.

c) Les inégalités de température à la surface des électrodes entraînent une fém, variable d'ailleurs avec le débit.

d) La non identité des concentrations des produits d'électrolyse sur chaque électrode et à leur voisinage immédiat est également génératrice d'une fém.





En moyenne $\frac{\gamma_1}{\gamma_2} = 4$, $\frac{\gamma_3}{\gamma_2} = 6$, $\frac{\Delta R}{R} \times \frac{\gamma_3}{\gamma_2} = 0,1$

Influence de la paroi du vaisseau et du film de sérum sur le signal détecté

Fig. 2.4

L'atténuation de ces divers phénomènes peut être obtenue par le choix judicieux des matériaux constituants les électrodes.Des électrodes d'argent de platine, de graphite peuvent être utilisées. On peut avec profit platiniser la surface des électrodes par voie électro-chimique, ce qui augmente considérablement leur surface, mais l'état obtenu est très fragile et le traitement doit être renouvelé fréquemment (41, 64).

3.2.- SIGNAUX PARASITES RECUEILLIS DANS LE MILIEU DE MESURE

Ce sont les tensions induites par le réseau d'alimentation secteur, par des appareils mal antiparasités ou par des "générateurs" d'ondes électromagnétiques comme le bistouri électrique dont l'utilisation doit être interrompue pendant les mesures de débit. Ce sont également les po - tentiels d'origine cardiaque : le niveau de ces dernières impulsions, d'autant plus élevé que le capteur est situé plus près du myocarde, peut atteindre quelques millivolts ; leur fréquence de récurrence est comprise entre 1 et 3 Hz.

De grandes précautions doivent être prises pour assurer une bonne mise à la masse de l'appareil et à la terre de la colonne sanguine ou du sujet.

3.3.- SIGNAUX PARASITES GENERES PAR LE CAPTEUR LUI-MEME

Pour minimiser l'influence des signaux parasites induits sur les électrodes par le milieu de mesure ou d'origine électro-chimique, on est amené à utiliser exclusivement une induction alternative (18, 28, 29, 30, 53, 62). Mais ceci ne vas pas sans un certain nombre d'inconvénients.

La réponse en fréquence du débitmètre dépend de la fréquence d'excitation de l'électro-aimant et l'intensité de l'induction que l'on peut appliquer, nécessairement réalisée par un électro-aimant, est limitée par l'échauffement tolérable de la tête de mesure et par son encombrement. Enfin et surtout, il existe des couplages entre les bobines inductrices, le milieu de mesure et les électrodes, et ces couplages sont indépendants du débit. Ils sont d'ordre capacitif ou inductif.

3.3.1.- COUPLAGES CAPACITIFS

Les tensions induites par couplage capacitif entre les électrodes et entre leurs connexions sont dans une certaine mesure proportionnelles à la fréquence de l'induction. On peut les réduire par un blindage soigneux des connexions, la mise à la masse du circuit magnétique et l'utilisation de bobines inductrices de faible impédance.

3.3.2.- COUPLAGES INDUCTIFS

Par suite de l'utilisation d'une induction variable, toute spire traversée par le flux magnétique va être le siège, selon les lois de l'induction électromagnétique, d'une fém, et, si la spire est fermée,elle sera parcourue par un courant induit. La fém qui apparâit est, selon la loi de LENZ, de la forme :

$$e = - \frac{d\Phi}{dt}$$ Φ étant le flux "coupé" par la spire.

1) La boucle constituée par le fluide inter-électrodes, les électrodes et leurs connexions de sortie, va être le siège d'une fém de œ type. Pour une induction rectangulaire d'amplitude B_M, l'induction pendant un régime transitoire est de la forme :

$$B = B_M \left(1 - e^{-\frac{t}{\delta}}\right)$$

La fém induite dans une boucle de section S orthogonale à l'induction s'écrit :

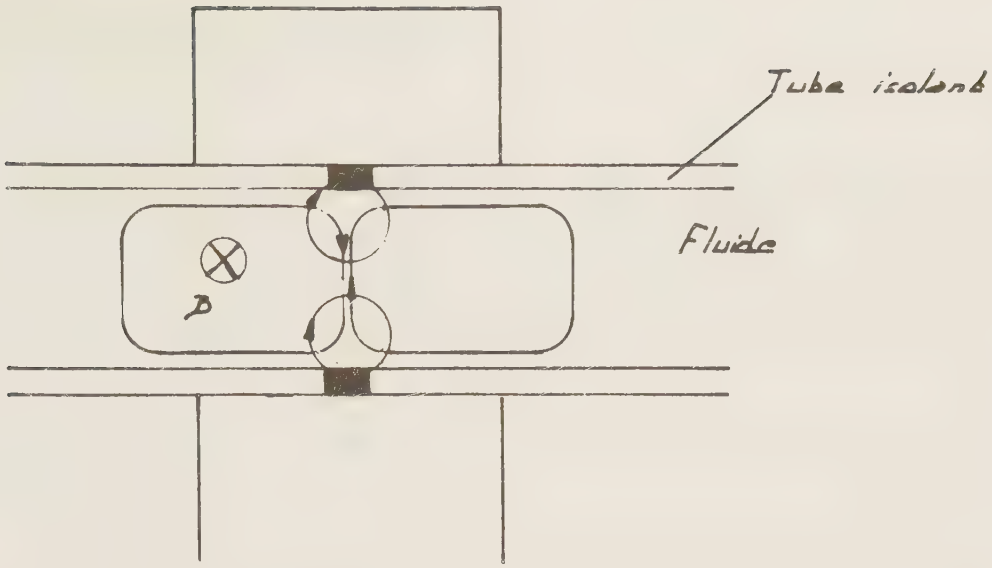
$$e = \frac{B_M S}{\delta} \cdot e^{-\frac{t}{\delta}}$$

Son amplitude est proportionnelle à la surface coupée par le flux, à l'amplitude de l'induction et inversement proportionnelle à la constante de temps δ . Cette tension peut être largement supérieure au signal utile. En effet, envisageons à titre d'exemple une boucle formant une surface de 1 cm^2 et faisant avec les lignes d'induction un angle aussi faible que 1° ; pour une induction d'une amplitude de 100 gauss et d'un temps de montée de 0,1 ms, la fém induite à une amplitude de 1 mV, valeur importante devant les valeurs habituelles du signal de débit. Cet exemple met en relief les difficultés de positionnement correct de l'ensemble tube de mesure - circuit inducteur - électrodes et leurs connexions.

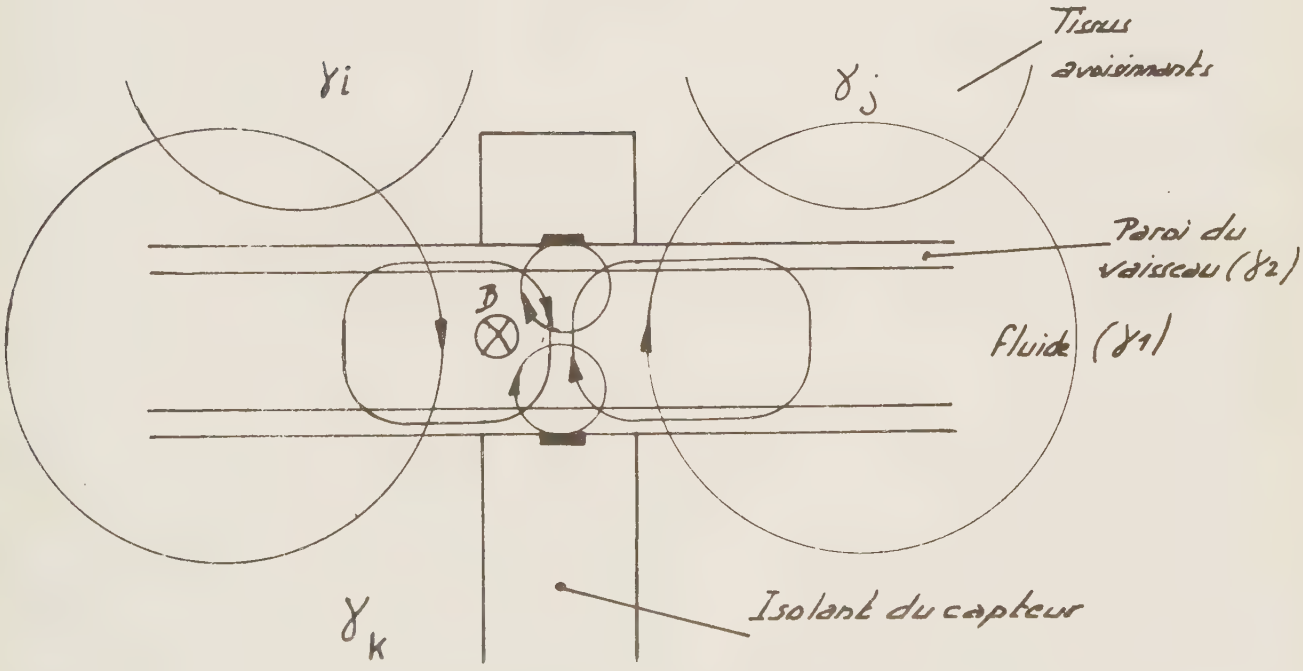
2) Des courants de FOUCAULT naissent au sein du liquide, dans la paroi vasculaire et même dans les tissus du proche environnement, les électroaimants de petite taille utilisés présentant des fuites importantes (fig. 3). Théoriquement, si la symétrie de l'ensemble capteur-milieu de mesure par rapport à l'axe des électrodes est parfaite,le liquide entre les électrodes est parcouru par des courants égaux et en opposition de phase, et la tension résultante entre les électrodes est nulle. Pratiquement, il n'en est jamais ainsi et une seconde tension, régie comme la précédente par la loi de LENZ, apparaît entre les électrodes. Au cours des mesures extracorporelles, le milieu conducteur est limité et la tension parasite dépendra de l'assymétrie du capteur et de la conductivité du fluide. Dans les mesures intracorporelles, la répartition des conductivités autour du capteur n'est ni symétrique ni homogène, et surtout elle est variable au cours de la mesure par suite des mouvements du capteur et du vaisseau par rapport aux tissus environnants.

La tension qui apparaît entre les électrodes sera donc variable avec la position et les mouvements du capteur.

Le couplage inductif entre bobines et électrodes est une des plus grandes difficultés rencontrées en débitmétrie électromagnétique. En général donc, la tension parasite recueillie a une amplitude qui peut varier au cours d'une mesure et dont l'ordre de grandeur est au moins comparable aux signaux de débit.



Capteur extracorporel



Capteur extracorporel

Courants de Foucault

Fig. 3

Chapitre 4.- PRINCIPE DE L'APPAREIL ETUDIE

4.1.- PRINCIPE GENERAL

Nous avons vu qu'une induction alternative induit entre les électrodes un signal parasite essentiellement inductif dont l'amplitude est variable avec les conditions de mesure et la position du capteur. De nombreux auteurs ont utilisé soit une induction sinusoïdale et une détection synchrone (2, 3, 4, 7, 13, 40, 41, 46, 47, 51, 60), soit une induction rectangulaire avec "clampage" des impulsions parasites correspondant aux inversions de l'induction dans le capteur (1, 6, 8, 9, 10, 21, 26, 42, 54, 56, 57, 65,).

Le présent travail s'est attaché à l'expérimentation d'une méthode originale permettant sinon d'annuler, du moins de minimiser l'influence des signaux parasites et de leurs variations.

Il s'agit de définir idéalement une forme d'induction et un détecteur tels que la tension de sortie de l'appareil soit nulle pour un débit nul, quelle que soit l'amplitude du signal parasite. Dans ces conditions, un signal de sortie nul sera obtenu aussi bien par interruption de l'induction que par interruption du débit : l'ajustage du zéro de l'appareil pourra donc être réalisé sans se référer obligatoirement à un débit nul. En effet, s'il est aisé d'obtenir une référence à débit nul au cours d'une mesure extracorporelle, l'interruption du débit sanguin par clampage du vaisseau au cours de mesures in vivo est souvent délicate et n'est jamais souhaitable.

Lorsqu'une induction rectangulaire est utilisée, la fém qui nait à chaque variation de l'induction dans une spire coupée par le flux magnétique est telle que la quantité d'électricité mise en jeu dans la spire est constante en valeur absolue, son signe dépendant du sens de variation de l'induction. Cette propriété est utilisée, sous une forme différente, dans les mesures d'induction à l'aide du fluxmètre à galvanomètre balistique.

Soit donc une induction se présentant sous la forme d'impulsions de durée θ , la période de répétition étant T (fig. 4.1). Le signal parasite inductif, selon la loi de LENZ, se présente sous la forme de pointes de tension parasites qui naissent dans les spires coupées par le flux inducteur. Ces impulsions parasites sont synchrones avec les fronts de l'impulsion d'induction et ont le même constante de temps que ceux-ci. Ces signaux apparaissent sur les électrodes et sont amplifiés en même temps que le signal utile qui est en phase avec l'induction dont il a la forme. En supposant que la durée du premier front parasite est inférieure à la durée θ , intégrons le signal composite dans un intervalle de temps égal au moins à sa durée totale. La contribution du signal de débit intégré est évidemment proportionnelle à son amplitude. Le signal parasite peut s'écrire :

$$U_P = \lambda \cdot \frac{d\,\Phi(t)}{dt}$$

$\Phi(t)$ étant le flux magnétique coupé, et λ un coefficient de proportionnalité dépendant de la géométrie du système.

Le signal parasite integré U_{PI} devient :

$$U_{PI} = \lambda \int_{\tau} \frac{d\Phi(t)}{dt} dt$$

$$U_{PI} = \lambda \int_{\tau} d\Phi(t) = \lambda \int_{0}^{\Phi max} d\Phi + \lambda \int_{\Phi_{max}}^{0} d\Phi$$

A l'ouverture de la porte τ et à sa fermeture, le flux magnétique est le même et la variation de flux au cours du cycle est donc nulle :

$$U_{PI} = 0$$

La contribution du signal parasite est nulle, et ceci quelles que soient son amplitude et donc ses éventuelles variations, et quels que soient les temps de montée et de descente τ_m et τ_d de l'impulsion d'induction, sous la réserve initiale.

Nous rencontrons ici une première limitation à l'application de ce principe : le front correspondant à la montée de l'induction doit avoir une durée inférieure à la durée de l'impulsion d'induction. En outre, en pratique, la dynamique et la bande passante des amplificateurs sont limitées ; on s'efforcera donc de réaliser τ_m et τ_d aussi voisins que possible pour conserver une bonne linéarité lors de l'intégration des fronts correspondants, leurs composantes étant alors semblables.

4.2.- DETERMINATION DES CARACTERISTIQUES DE L'INDUCTION

Il convient de définir, pour l'induction appliquée au fluide, les caractéristiques les mieux adaptées à l'exploitation du procédé proposé pour l'élimination du signal parasite. Les caractéristiques à fixer sont:

- la fréquence de répétition,
- le rapport cyclique,
- le temps de montée.

Nous examinerons successivement :

1. Les facteurs qui imposent l'utilisation d'une fréquence élevée (polarisation des électrodes et bande passante souhaitée).

2. Puis les facteurs qui limitent l'accroissement de la fréquence (rapport cyclique et temps de montée).

Nous préciserons enfin la solution de compromis adoptée.

Formes d'ondes

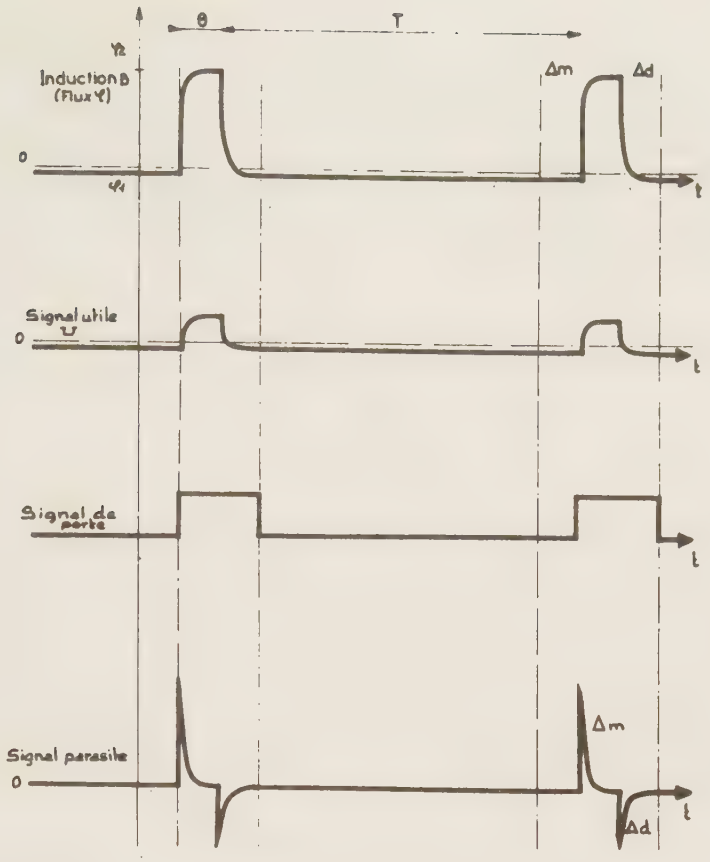
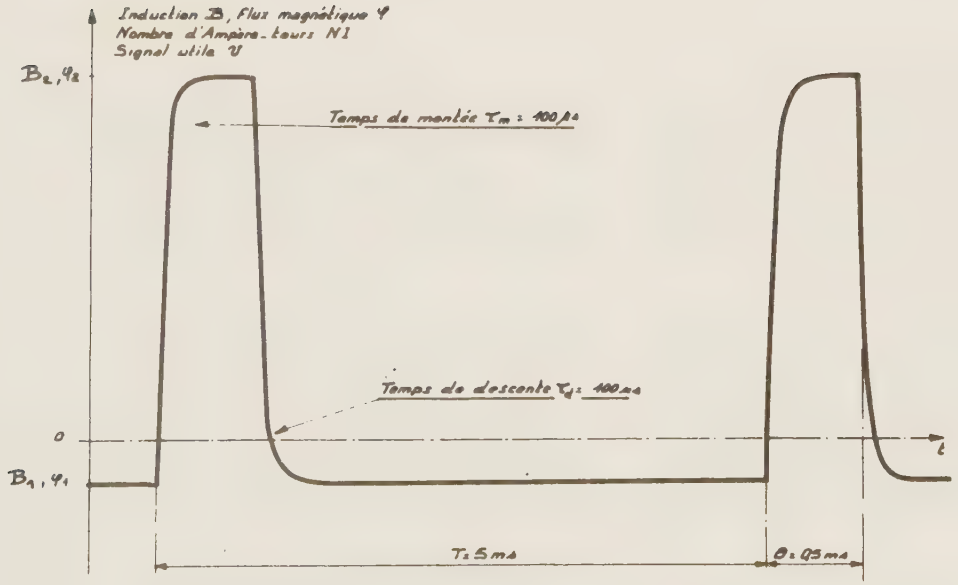


Fig. 4.1



$$\frac{\varphi_2}{\varphi_1} = \frac{T-\theta}{\theta}$$

Variations de l'induction en fonction du temps Fig. 4.4

4.2.1.- POLARISATION DES ELECTRODES

Les phénomènes électro-chimiques qui se produisent au niveau des électrodes plongées dans un électrolyte sont proportionnels à la quantité de courant et dépendent de son sens de parcours. L'induction appliquée fait naître dans le fluide, d'une part des courants de FOUCAULT indépendants du débit, d'autre part des courants proportionnels au débit, donc à l'induction.

Les forces électromotrices qui donnent naissance aux courants de FOUCAULT sont de la forme :

$$e = \lambda \frac{d\ \Phi\ (t)}{dt}$$

Le courant dans une spire conductrice (fluide du vaisseau) de résistance R sera donc :

$$i = \frac{\lambda}{R} \frac{d\ \Phi\ (t)}{dt}$$

La quantité d'électricité mise en jeu à chaque variation de l'induction s'écrit comme au paragraphe précédent :

$$q = \int_{\Phi_1}^{\Phi_2} i\,dt = \frac{\lambda}{R} \int_{\Phi_1}^{\Phi_2} d\Phi$$

$$q' = \int_{\Phi_2}^{\Phi_1} i\,dt = \frac{\lambda}{R} \int_{\Phi_2}^{\Phi_1} d\Phi$$

Les quantités d'électricité q et q' sont donc opposées. La quantité moyenne d'électricité mise en jeu à chaque impulsion d'induction est donc nulle. De même, si l'induction appliquée a une valeur moyenne nulle, la quantité d'électricité induite par le déplacement du liquide sera nulle en moyenne. Dans ces conditions, les phénomènes électro-chimiques induits seront réduits au minimum.

Les réactions électro-chimiques ne sont pas instantanément appréciables et leur importance semble être d'autant plus faible que la fréquence de la tension appliquée est plus élevée. Au cours de l'expérience représentée schématiquement par la fig. 4.2, le courant généré étant sinusoïdal et de fréquence variable, on constate que la forme d'onde de la tension sur la cellule de mesure subit une distorsion pour les fréquences inférieures à 100 Hz.

Ce fait peut être expliqué par la non-linéarité aux basses fréquences de l'impédance d'interface qui apparaît entre électrodes et électrolytes (12). Aux fréquences supérieures à 100 Hz, cette impédance est linéaire. Le choix d'une fréquence de répétition élevée pour l'induction paraît donc favorable.

De plus, en l'absence d'induction, apparaît entre les électrodes une fém de polarisation qui fluctue lentement pour un débit nul et varie avec le débit et sa pulsatilité (cf. § 3.1) (fig. 4.3.1).L'amplitude de cette fém dépend de nombreux paramètres (état de surface, nature du fluide, température), mais elle décroit rapidement lorsque la fréquence du débit augmente (fig. 4.3.2) (64). Il est donc nécessaire de réduire la réponse de l'amplificateur aux très basses fréquences pour éliminer cette fém parasite.

En résumé, pour réduire l'influence des phénomènes de polarisation qui apparaissent au niveau des électrodes, il est nécessaire d'utiliser une fréquence de répétition assez élevée, supérieure à 100 Hz.

4.2.2.- BANDE PASSANTE

L'analyse harmonique des formes d'ondes dans les différents vaisseaux a été effectuée par diverses méthodes, manométriques ou cinémato - graphiques. Elle a montré que pour reproduire dans tous les cas fidèle - ment la forme d'onde du flot sanguin, une bande passante s'étendant jusqu'à 50 Hz est nécessaire (5, 11). Cependant de nombreux auteurs estiment et l'expérience confirme que, dans la majorité des cas, une bande passante d'environ 20 Hz (à 3 décibels) est suffisante (20, 48). En outre, de façon générale, le niveau de bruit s'abaisse avec la réduction de la bande passante.

Nous limiterons donc la bande passante de l'appareil à 20 Hz, mais l'induction doit avoir une fréquence de récurrence suffisamment grande devant cette bande, afin de pouvoir réjecter correctement du signal de sortie les tensions résiduelles à cette fréquence.

4.2.3.- RAPPORT CYCLIQUE ET TEMPS DE MONTEE DE L'INDUCTION

L'intérêt d'élever la fréquence d'induction a été souligné dans les paragraphes précédents. Mais cette élévation rencontre des limites.

Les signaux de débit, comme les signaux parasites, ont une composante continue nulle sur la période T (induction de valeur moyenne nulle et amplificateurs à liaisons capacitives).

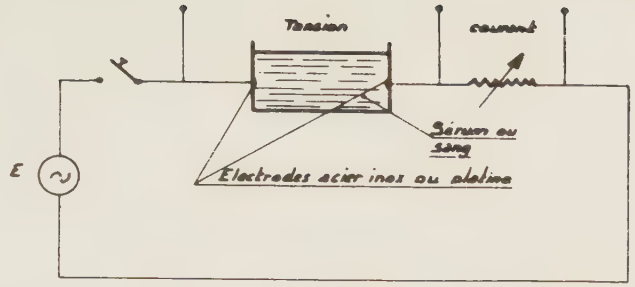
Sur l'intervalle τ , le signal parasite a une valeur moyenne nulle (cf. § 4.2.1) et le signal utile d'amplitude U a une valeur moyenne qui s'écrit :

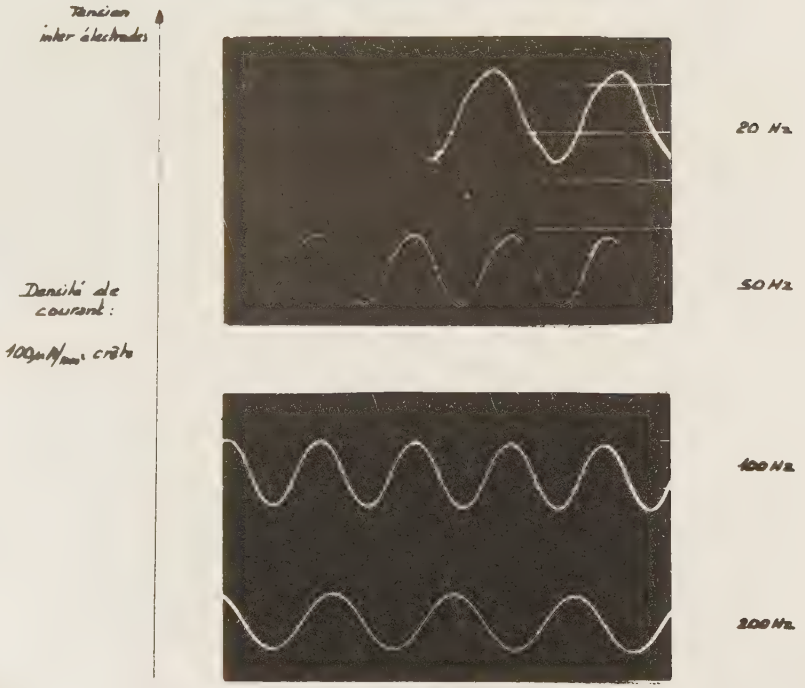
$$\bar{U}_\tau = \frac{U\,\theta}{T}\left[\frac{T-\tau}{\tau}\right]$$

Pour une amplitude U donnée, $\bar{U}$ sera maximal si τ est très petit. Cependant pour obtenir une intégration correcte, le signal parasite doit être entièrement compris dans l'intervalle τ , la durée d'une impulsion parasite étant au plus égale à la durée θ de l'impulsion d'induction. Ceci impose donc :

$$\tau = 2\theta$$

La valeur moyenne $\bar{U}$ devient ainsi :

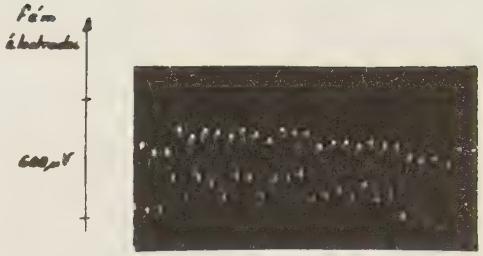




Influence de la fréquence du courant

Fig. 4.2

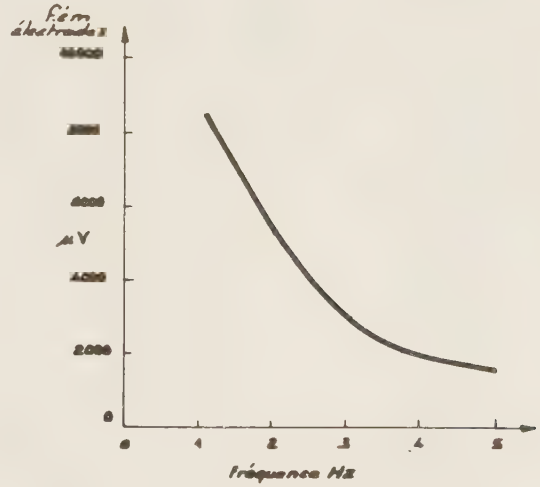
①



Débit de 1 l/min . Fréquence 2 Hz
Tube de 5mm de diamètre, électrodes de platine.

f.é.m de polarisation observée entre les électrodes en l'absence d'induction appliquée.

②



Influence de la fréquence du débit

Fig. 4.3

$$\bar{U} = \frac{U}{2} \left(1 - 2 \frac{\theta}{T} \right)$$

Sa valeur est croissante avec le rapport cyclique T/θ

On est vite limité dans l'augmentation du rapport cyclique, car T doit rester faible (cf. § 4.2.1 et 4.2.2) et la diminution de θ se trouve limitée par la réalisation pratique d'un faible temps de montée τ_m de l'induction et par l'accroissement de l'amplitude du signal parasite inversement proportionnel à τ_m (cf. § 3.3).

4.3.- CARACTERISTIQUES DE L'INDUCTION

Le compromis entre les différents facteurs précités nous a conduit, après essais, à réaliser une induction de la forme représentée fig. 4.4. La fréquence de répétition est de 200 Hz (T = 5 ms), le rapport cyclique T/θ est de 10 et le temps de montée et de descente de 100 µs. La durée de l'impulsion est donc de 500 µs, la durée d'intégration de 1 ms. Pour transmettre correctement le signal utile correspondant, l'amplificateur doit avoir une bande passante étendue environ de 7 Hz à 3,5 KHz (à 3 décibels : $f_{inf} \frac{1}{30\ T}$, $f_{sup} \times \tau_m = 0,35$).

Chapitre 5 - ENSEMBLE ELECTRONIQUE

L'appareil comprend deux éléments : l'ensemble électronique d'une part et le capteur d'autre part, relié au précédent par un câble. Le présent chapitre s'attache à la description de l'ensemble électronique qui assure l'alimentation du capteur et l'exploitation du signal reçu par ses électrodes (diagramme fig. 5.1). Il comporte :

1. une base de temps,
2. l'alimentation du capteur,
3. les circuits d'amplification et de détection des signaux reçus par les électrodes,
4. les circuits de sortie,
5. l'alimentation générale des circuits.

5.1.- BASE DE TEMPS

La base de temps est destinée à fournir les impulsions de référence, les impulsions commandant l'étage d'alimentation du capteur et les impulsions déclenchant le détecteur (fig. 5.2).

Les impulsions de référence de temps sont générées par les transistors Q_1 et Q_2 qui forment un multivibrateur astable dont le potentiomètre P_1 permet d'ajuster la fréquence de répétition. Q_3 et Q_4 permettent de disposer de la référence sans charger le multivibrateur. C'est le front de pente positive de l'impulsion qui est utilisé pour déclencher le monostable constitué par Q_{14} et Q_{15} : la durée de son état quasi-stable (ajustable par P_5) détermine la durée $\tau = 1$ ms. Le transformateur T_1 permet de disposer de l'impulsion flottante pour la commande du chopper du détecteur. C'est encore le front de pente positive de l'impulsion de référence qui déclenche le monostable formé par Q_5 et Q_6 : la durée de son état quasi-stable (ajustable par P_2) détermine un retard $\tau' = 50$ µs. Le front arrière de l'impulsion délivrée par Q_7, retardé de la durée τ' par rapport au front de référence, déclenche le monostable Q_8 - Q_9 dont la durée d'état quasi-stable détermine la largeur $\theta = 500$ µs de l'impulsion d'induction (réglage P_3). L'ajustage du temps de montée τ_m se fait au moyen du potentiomètre P_4. L'amplification de cette impulsion est assurée par les transistors Q_{10}, Q_{11}, et Q_{12} qui attaquent l'étage de puissance Q_{13} alimentant le capteur. Les formes d'ondes sont données fig.5.3

5.2.- ALIMENTATION DU CAPTEUR (fig. 5.4)

Pour créer l'induction impulsionnelle dans le capteur, ce qui revient à créer des impulsions de courant dans une bobine avec des temps de montée et de descente bien déterminés, un compromis doit être réalisé pour une force magnétomotrice NI donnée, c'est à dire pour une induction ou un flux magnétique donné (cf. § 6.1.1).

L'établissement d'un courant dans une bobine se fait avec le constante de temps :

$$\delta = \frac{L}{R}$$

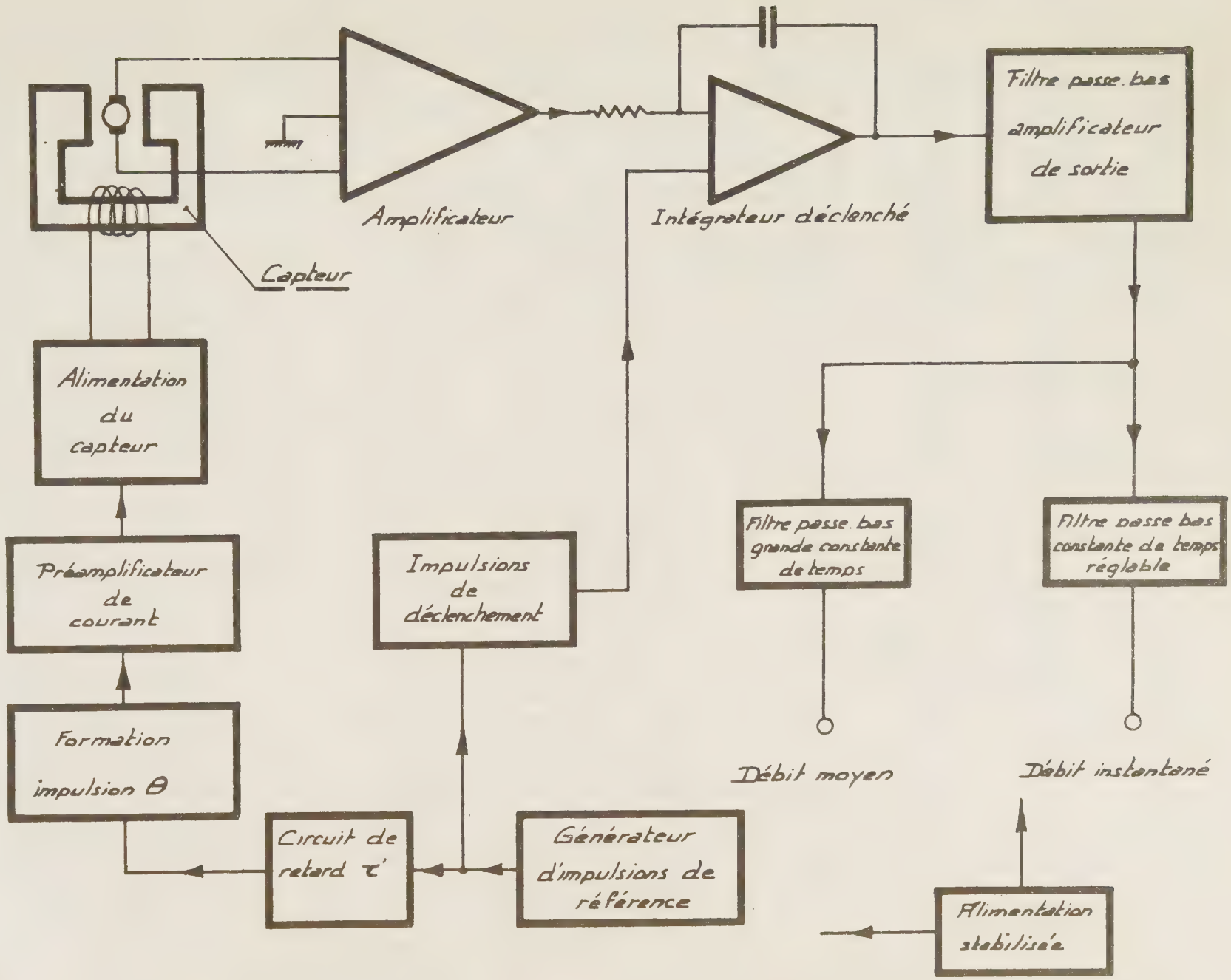
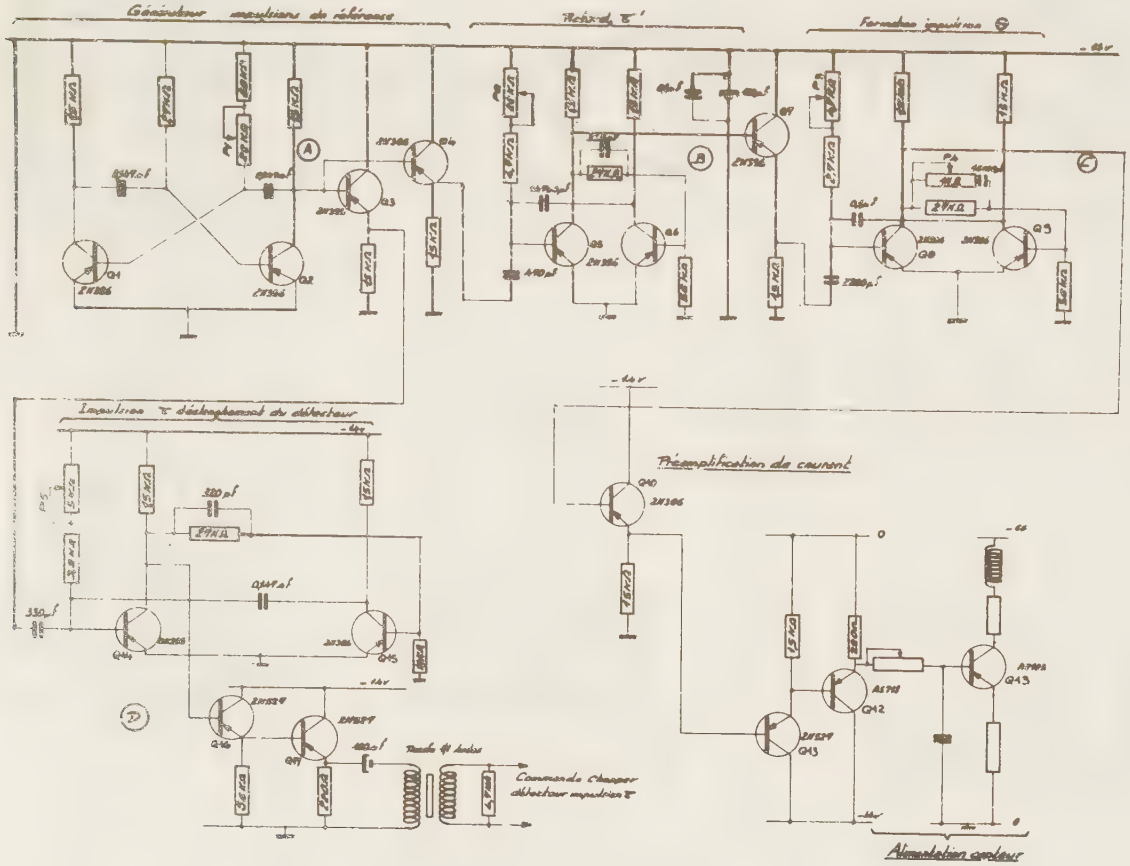


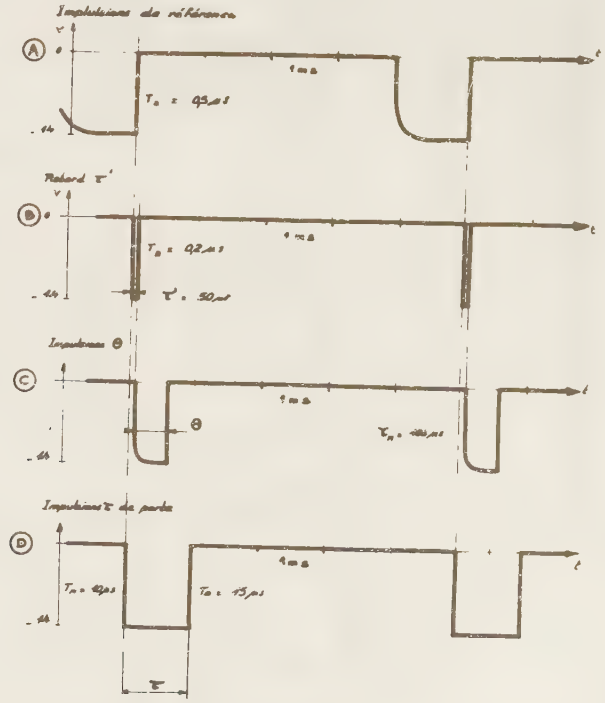
Schéma synoptique

Fig. 5.1



Base de temps: schéma

Fig. 5.2



Base de temps: formes d'ondes

Fig. 5.3

Le flux magnétique étant de la forme N = L I, on peut écrire :

$$\delta = \frac{N \quad \Phi}{R \quad I} \qquad \text{avec } \Phi \text{ donné}$$

La fém qui peut apparaître aux bornes de la bobine lors des variations de courant s'écrit :

$$e = - L \frac{dI}{dt}$$

La puissance moyenne dissipée dans la résistance de charge est donnée par

$$W = R I^2 \cdot \frac{\theta}{T}$$

En tenant compte des possibilités des transistors et des relations ci-dessus, l'obtention d'un faible temps de montée exige un fort courant, c'est à dire une impédance basse.

Après essais, nous avons adopté un courant de 9 ampères sous une tension d'alimentation de 60 V.

La base du transistor alimentant la bobine est attaquée par des im - pulsions venant de la base de temps. La constante de temps placée en parallèle permet d'obtenir une bonne identité des fronts de montée et de descente ($\tau_m = \tau_d = 100$ µs). Le transistor employé est d'un type utilisé pour le balayage des cathoscopes (QD 102 ou AU 103). Ses jonctions sont protégées par des diodes. Son échauffement reste faible car sa tension de saturation est petite et les durées de fonctionnement en classe A sont courtes ; il est en outre monté sur un radiateur. La puissance moyenne dissipée dans la résistance de charge (résistance collecteur + émetteur) est de 53 W.

L'inductance de la bobine inductrice varie d'un capteur à l'autre. Pour que l'impulsion de courant ait la forme et la valeur imposées par la commande du transistor, il faut que la constante de temps propre $\frac{L}{R}$ soit inférieure à la constante de temps de la commande, soit :

$$\frac{7 \quad L}{R} < \tau_m$$

Ainsi est déterminée la valeur maximale de l'inductance utilisable:

$$L_{max} = 110 \ \mu H$$

Afin de réduire l'influence par induction du câble d'alimentation de la bobine du capteur sur le câble des électrodes, le courant dans la ligne est réduit par un transformateur, le rapport de transformation étant de 5 (transformateur bobiné sur pot 45/39 TRANSCO, ferrite 3 B2 -Primaire 60 t, secondaire 300 t). Le courant au secondaire a nécessairement une valeur moyenne nulle, le transformateur ne transmettant pas la composante continue du primaire ; il en est donc de même pour l'induction dans le capteur. Un potentiomètre de 200 Ω est placé en parallèle sur le circuit secondaire, son curseur étant mis à la masse ; il permet d'ajuster l'équilibre électro-statique entre bobine et circuit des électrodes, et de diminuer ainsi leur couplage capacitif (cf. § 6.1.2). La tension sur la ligne récepteur-capteur ne dépasse pas une valeur de crête de 50 V avec une valeur efficace très faible. La valeur maximale de l'inductance du capteur devient : $L_{max} = 3$ mH

Les formes d'ondes sont données fig. 5.5.

5.3.- AMPLIFICATION DU SIGNAL

Les circuits d'amplification comportent (fig. 5.6) :

- un préamplificateur
- un dispositif limiteur
- et un amplificateur permettant d'attaquer le détecteur et possédant des réglages de gain progressif et par bonds.

5.3.1.- PREAMPLIFICATEUR

La petitesse des signaux de débit recueillis sur les électrodes (fig. 2.3) exige un amplificateur ayant un très faible bruit de fond. Pour réduire l'importance des tensions parasites extérieures induites sur les électrodes, une bonne réjection du mode commun est nécessaire. Pour s'affranchir des variations de résistivité inter-électrodes, l'impédance d'entrée doit être élevée. En fait, pour tous les capteurs étudiés, l'impédance mesurée à 1 000 Hz a toujours été inférieure à 10 KΩ. Une impédance d'entrée de l'amplificateur de 1 MΩ introduira une variation maximale du signal mesuré de 1 %. Ceci a permis d'adopter pour les étages d'entrée un schéma assez simple, favorisant donc la réduction du bruit.

Les transistors Q_1 à Q_6 sont placés dans les conditions de fonctionnement donnant le minimum de bruit : tensions collecteur-émetteur de l'ordre de 2 à 3 V, courants collecteurs compris entre 10 et 100 µA. L'étage d'entrée donne une impédance différentielle de 1,8 MΩ. La réjection du mode commun est produite par le transistor Q_5 monté en injecteur de courant qui présente une grande impédance dynamique et stabilise les points de fonctionnement. La fig. 5.7 montre les variations de réjection en fonction de la fréquence, d'une part dans les meilleures conditions (courbe 1), d'autre part lorsque mode commun est déséquilibré par une impédance de source de 5 KΩ (courbe 2), valeur supérieure aux impédances usuelles.

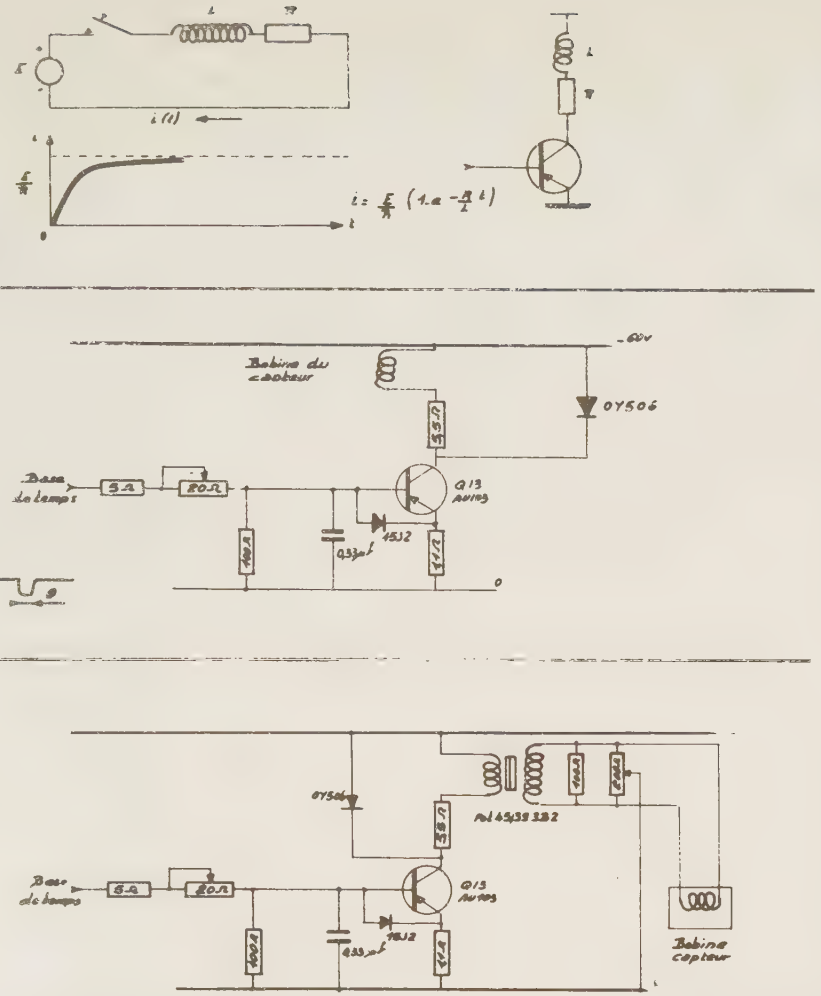
Les transistors Q_3 et Q_4 fournissent un gain de 40. Enfin le réseau de contre réaction détermine le gain et la limite supérieure de la bande passante de l'ensemble des transistors Q_7 à Q_{10}. La sortie du préamplificateur est assymétrique, le commutateur GI d'entrée permet de choisir la polarité de façon à obtenir une tension de sortie du débitmètre positive quel que soit le sens de l'écoulement moyen dans le capteur. Dans ces conditions, le bruit ramené à l'entrée, mesuré avec une résistance de source de 5 KΩ est de 9 µV crête à crête.

5.3.2.- LE DISPOSITIF LIMITEUR

met à profit la similitude des fronts avant et arrière de l'impulsion d'induction et la différence d'amplitude entre le signal de débit qui est 5 à 10 fois plus petit. Les diodes présentant aux faibles signaux une impédance importante (coude inférieur de la caractéristique directe), seul le signal parasite est atténué de façon notable. La fig. 5.8 (2) montre la réponse de l'ensemble préamplificateur limiteur en fonction de l'amplitude et de la fréquence ; la fig. 5.9 montre l'atténuation qui en résulte pour le signal parasite. L'amplification du signal utile reste linéaire (fig. 5.8) (1). Ce circuit améliore considérablement le fonctionnement du détecteur.

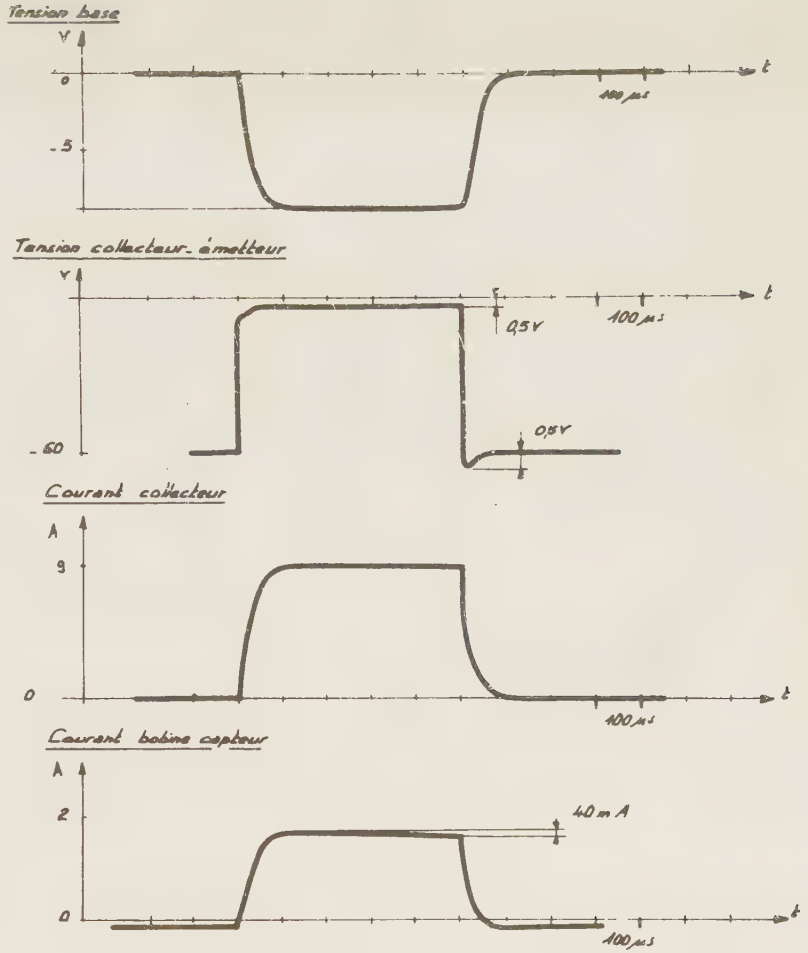
5.3.3.- AMPLIFICATEUR - REGLAGES DE GAIN

Le réglage continu du gain est effectué à l'entrée par le potentio -



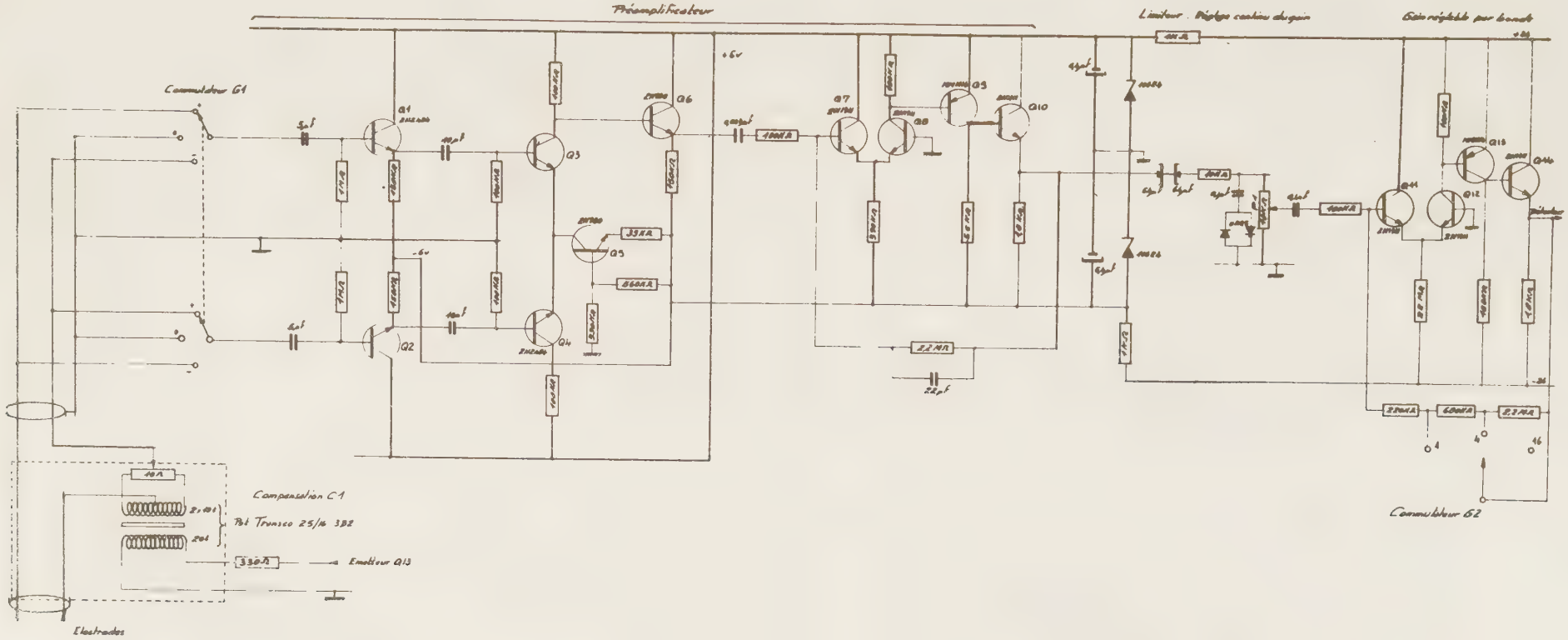
Alimentation du capteur. schémas

Fig. 5.4



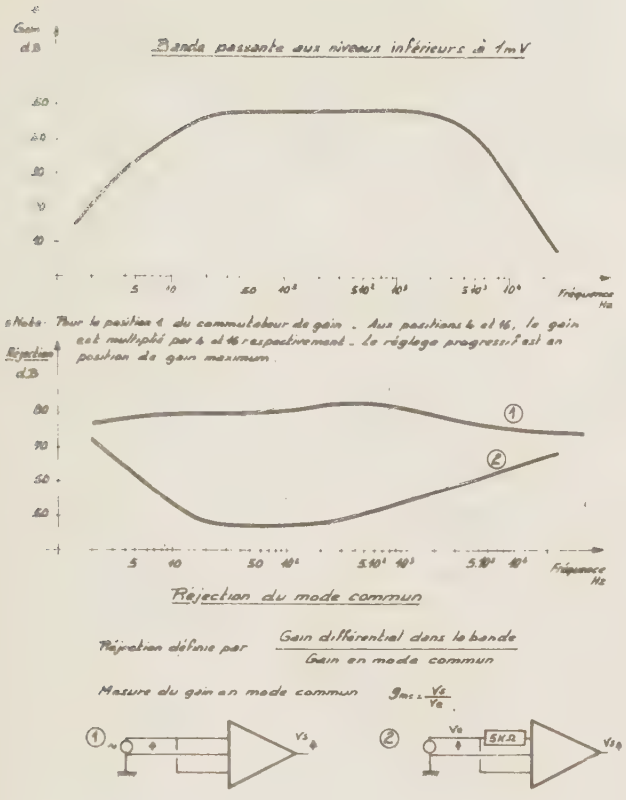
Alimentation du capteur (Q 13)
Formes d'ondes

Fig. 5.5



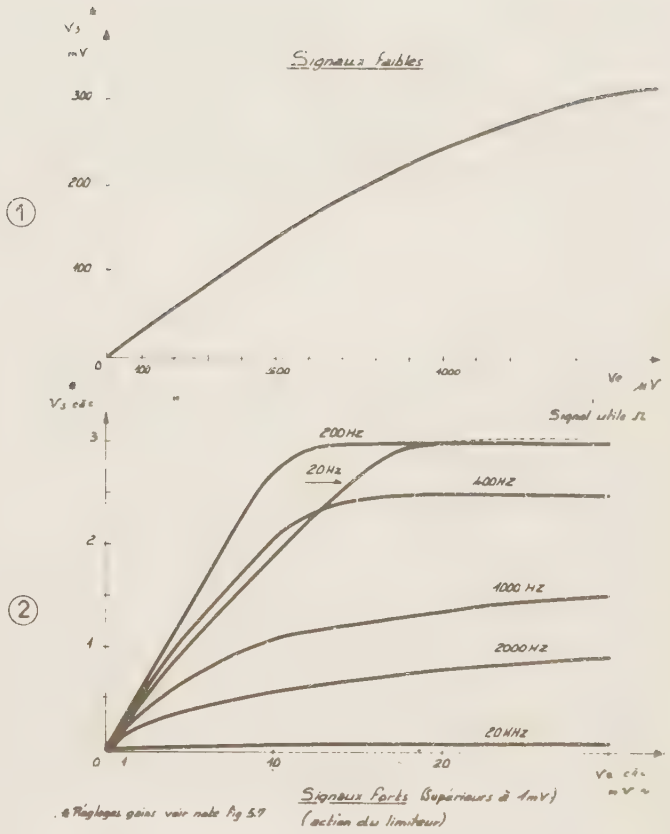
Amplification du signal

Fig. 5.6



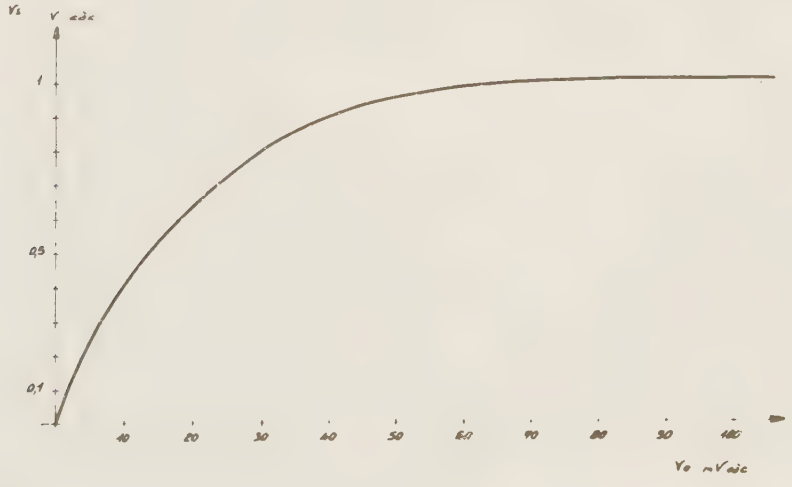
Ensemble amplificateur:
Réponse en fréquence aux faibles niveaux
Réjection du mode commun

Fig. 5.7



Ensemble d'amplification : réponse en amplitude aux signaux faibles et forts

Fig. 5.8



Ensemble d'amplification, réponse en amplitude aux signaux parasites

Fig. 5.9

mètre P_1. L'amplificateur, constitué par les transistors Q_{11} à Q_{14}, pos - sède une dynamique importante et une impédance de sortie faible pour at- taquer le détecteur. Le réglage de gain par bonds est obtenu par commuta- tion des résistances de contre-réaction (commutateur G2). Le gain obtenu pour l'ensemble d'amplification (préamplificateur + limiteur + amplifica- teur) est ainsi de 250 en position "1", 1 000 en position "4", 4 000 en position "16" (le réglage progressif étant en position donnant le gain maximal).

5.4.- LE DETECTEUR

Le circuit de détection (fig. 5.10) comprend un amplificateur conti- nu (module A2 - FENLOW) bouclé en intégrateur par son réseau de contre - réaction qui détermine la réponse en fréquence fixée, rappelons-le, à 20 Hz. Le chopper de remise à zéro est constitué par deux transistors en montage symétrique commandé par la base de temps ; les transistors-chop - pers sont bloqués pendant la durée τ et saturés pendant la durée $T - \tau$ (fig. 5.13). Une contre-polarisation réglable permet de compenser la ten- sion d'offset des choppers et d'ajuster le zéro général de l'appareil en l'absence de signal sur les électrodes (commutateur G_1 en position 0).

La courbe de réjection du signal parasite est donnée fig. 5. 11. : celle-ci présente les variations de la tension de sortie du débitmètre (détecteur + amplificateur de sortie) en fonction du niveau du signal pa- rasite. Les potentiomètres de compensation C_1 et C_2 permettent de se pla- cer à l'origine 0, et seules les variations du signal parasite entraînent un décalage de la tension de sortie.

Le signal parasite doit être minimal pour que l'amplitude de ses va- riations soient la plus faible. La linéarité de la détection pour le si- gnal utile est mise en évidence par la fig. 5.12 donnée, comme précédem- ment, pour l'ensemble détecteur-amplificateur de sortie. Le gain est de 40. On peut définir la réjection du signal parasite par le rapport gain pour le signal utile/gain pour le signal parasite. Si le signal parasite ou ses variations après compensation est inférieur à 200 mV à l'entrée du détecteur, la réjection ainsi définie est supérieure à 80.

5.5.- CIRCUITS DE SORTIE

Entre le détecteur et l'amplificateur continu de sortie, un filtre en double T ponté est intercalé, la fréquence de réjection étant de 50 Hz afin d'éliminer la résiduelle éventuelle à cette fréquence (fig. 5. 10). La contre-réaction sélective de l'amplificateur continu fixe son gain et améliore le filtrage ; sa faible impédance de sortie (20 Ω) permet d'at- taquer le galvanomètre d'une part et les deux filtres de sortie d'autre part. Le premier filtre R.C., à grande constante de temps (RC = 5 s) fournit le débit moyen. Le second filtre RC a une constante de temps ré- glable (commutateur G_3) et permet d'obtenir un débit instantané plus ou moins amorti. Les débits moyen et instantané sont donc disponibles sous une impédance de sortie de 5 KΩ environ.

L'appareil est toujours utilisé avec un enregistreur. Afin de s'af - franchir du type de l'enregistreur utilisé et de ses réglages propres, on dispose d'une tension de référence de 0,5 V (calibration) qui a sa corres pondance en ml/mn pour chaque capteur. Le commutateur G_4 permet de dispo- ser en sortie du débitmètre soit des tensions de débit, soit de la ten - sion de calibration ; sa position centrale permet le réglage de zéro de

l'enregistreur.

Nous avons vu que le gain est de 40 pour l'ensemble détecteur-amplificateur de sortie. L'appareil présente donc globalement un gain de 10^4 / 4.10^4 et 16.10^4 respectivement pour les positions 1 / 4 et 16 du commutateur de gain G_2. Pour une tension de sortie de 0,5 V, le signal utile reçu entre les électrodes est donc de 50 µV, 12,5 µV et 3,1 µV respectivement pour les positions 1 / 4 et 16 du commutateur G_2.

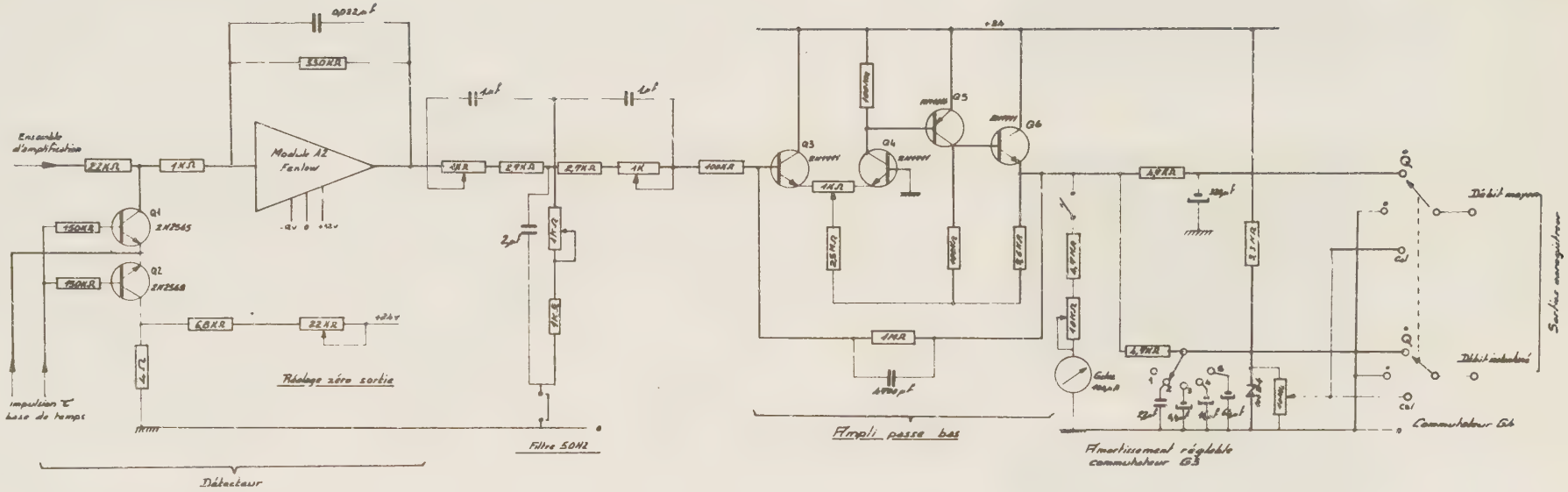
Pour faciliter les diverses mesures, nous avons construit un générateur alimenté par l'appareil lui-même. Son schéma est donné fig. 5.14. Il est disposé dans un boitier se connectant à la place d'un capteur : le potentiomètre C_2 permet de régler l'amplitude, le potentiomètre C_1 de modifier la forme d'onde. Ce dispositif peut être utilisé pour l'étalonnage du débitmètre en tenant compte de tous les circuits. Cependant, en pratique, l'utilisation d'une tension de référence, procédé simple et rapide, s'est avéré suffisant pour nos essais.

5.6.- ALIMENTATION GENERALE DES CIRCUITS

L'alimentation comprend trois parties :

1. l'alimentation 0/-14 V de la base de temps,
2. l'alimentation -24/0/+24 V de l'ensemble amplificateur et circuits de sortie ; le détecteur est alimenté sous +/-12 V à partir de l'alimentation +/-24 V,
3. l'alimentation 0/-60 V de l'étage de puissance. La puissance de crête élevée (540 W) nécessaire pour la formation de l'impulsion d'induction est fournie par une forte capacité (8 000 µF) placée en sortie de l'alimentation. La variation de tension pendant la durée de l'impulsion est inférieure à 1 % et la capacité se re - charge entre les impulsions.

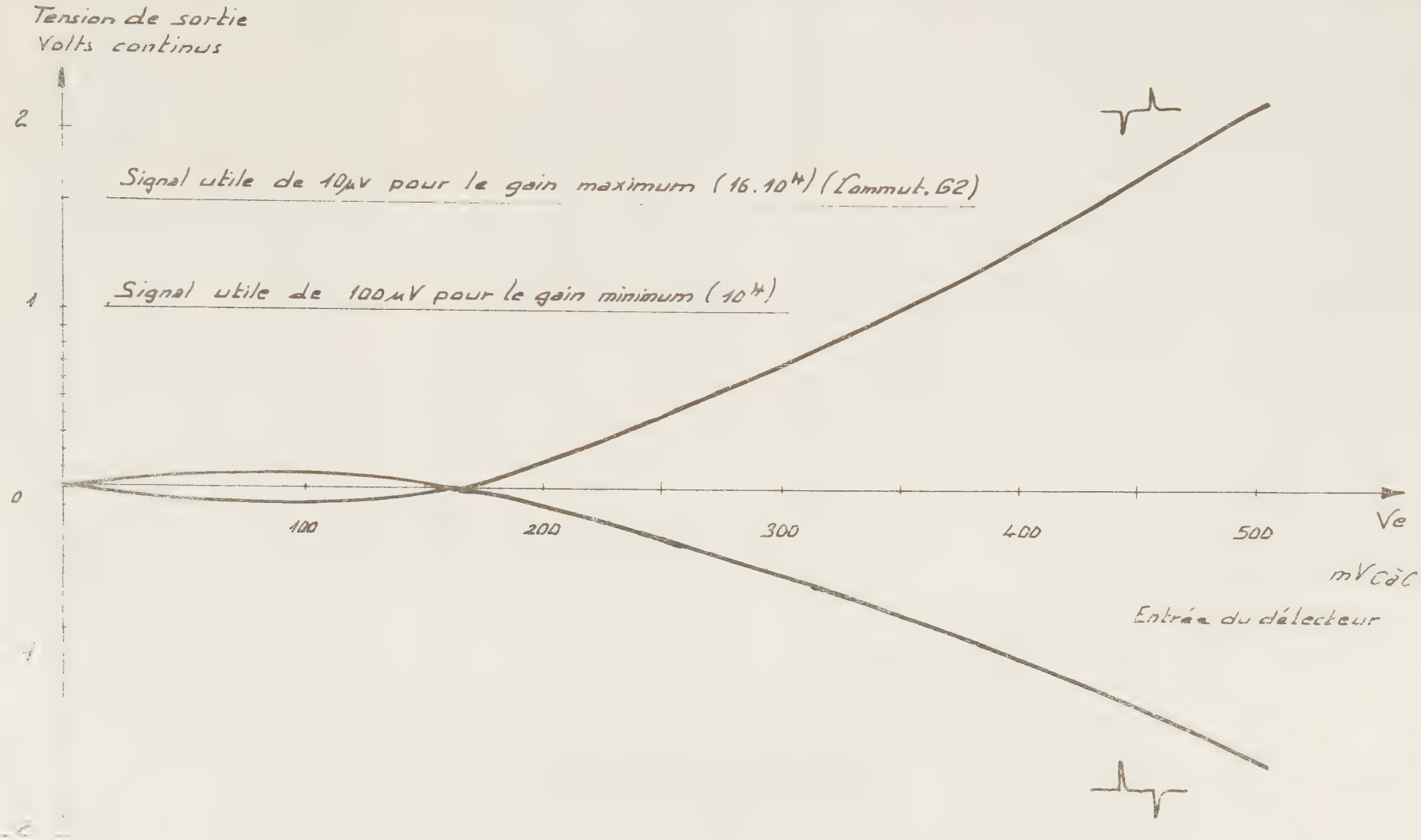
Toutes les alimentations sont stabilisées par une régulation série. La variation des tensions régulées est inférieure à 1 % pour 15 % de variation de la tension secteur.



Détecteur, circuits de sortie

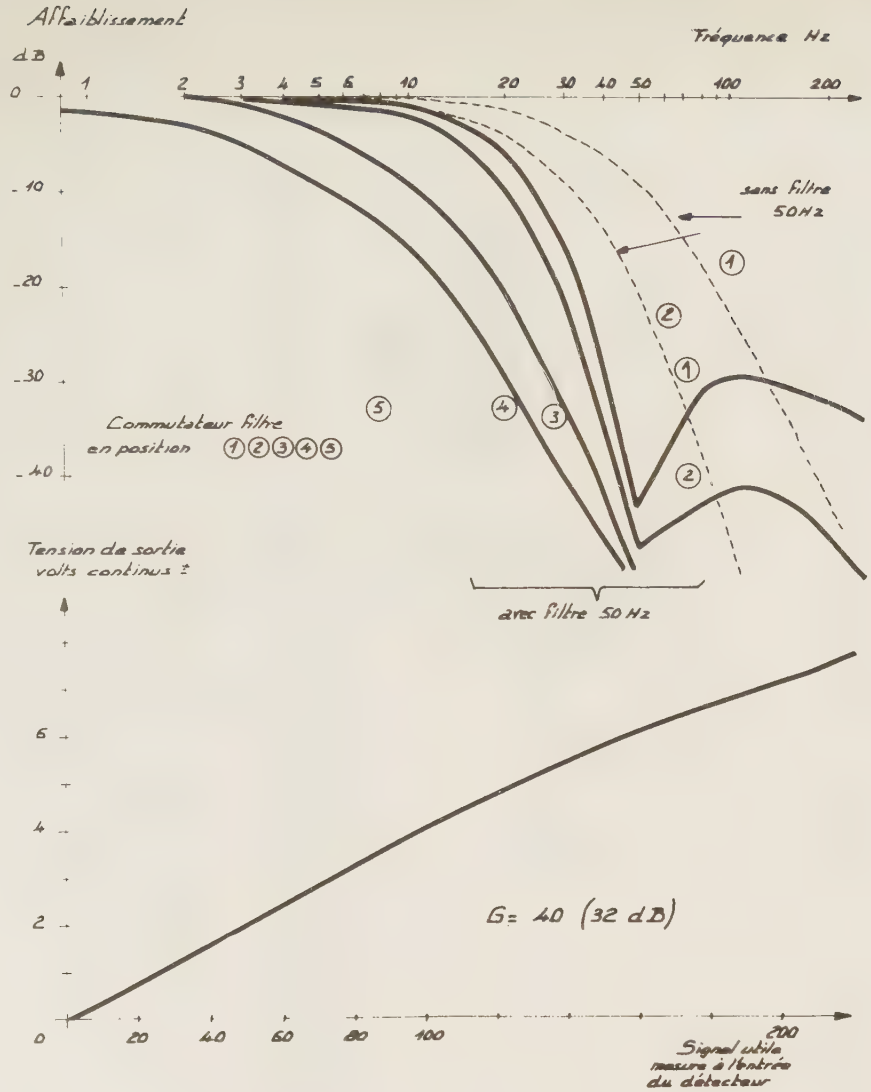
Schéma

Fig. 5.10



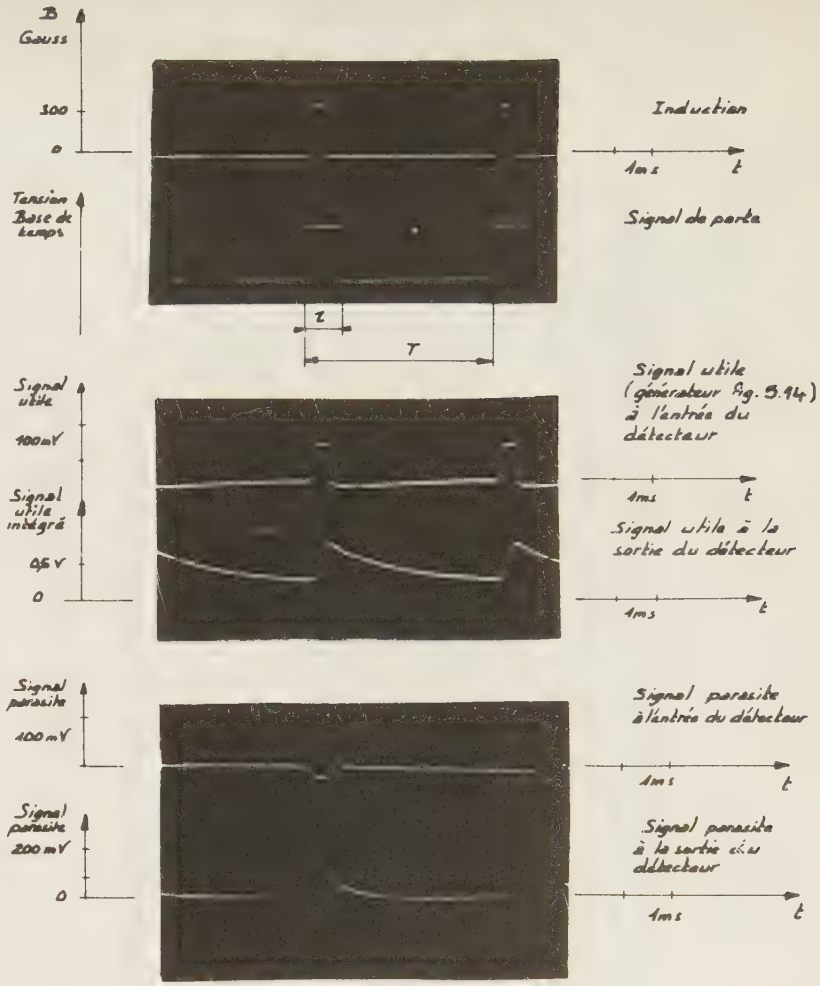
Détecteur : réjection du signal parasite

Fig. 5.11



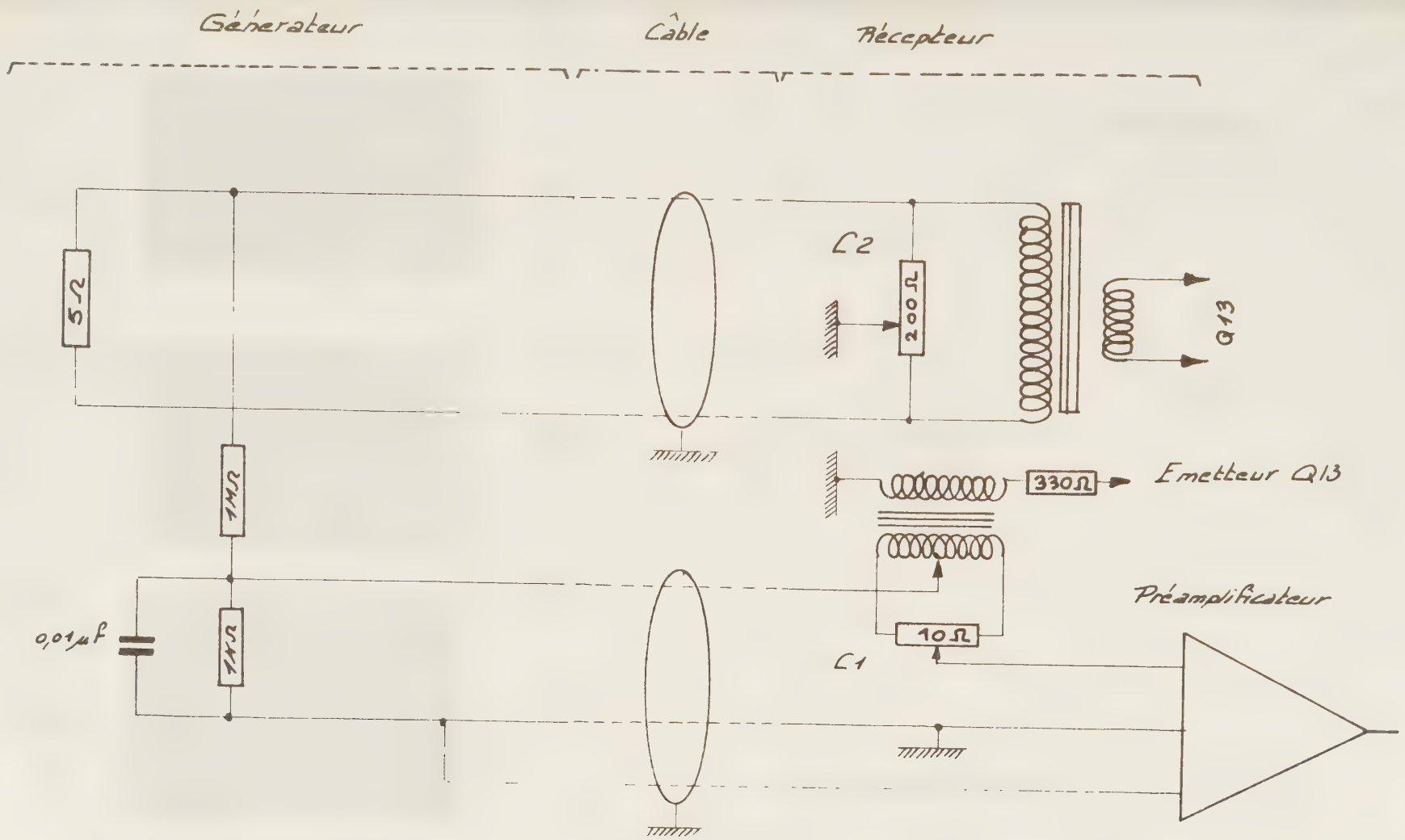
Détecteur-circuits de sortie :
linéarité et courbe de réponse

Fig. 5.12



Détecteur: formes d'ondes

Fig: 5.13



Générateur d'étude

Fig. 5.14

Chapitre 6. - CAPTEURS

Le capteur assure : 1) le développement de l'induction sur la veine liquide par un circuit inducteur alimenté par l'ensemble électronique. 2) Le recueil du signal de débit sur deux électrodes, signal que l'ensemble électronique va amplifier et discriminer des signaux parasites.

Pour les mesures extracorporelles, le capteur est intercalé dans le circuit hydraulique. Pour les mesures intracorporelles sur vaisseau non sectionné, le vaisseau est introduit dans une lumière ménagée dans le champ d'induction et aux parois de laquelle affleurent les électrodes ; par son élasticité et la pression sanguine, le vaisseau est appliqué contre la paroi de cette lumière et les électrodes recueillent le signal de débit à travers la paroi vasculaire.

On décrira ci-dessous :

1. Les caractéristiques communes des capteurs (formation de l'induction, parasites et moyens de compensation).

2. Les caractéristiques propres des divers types de capteurs étudiés

6.1.- CARACTERISTIQUES COMMUNES

6.1.1.- INDUCTION

Dans un capteur, la force magnéto-motrice est donnée par :

$$R\,\Phi = N\,I$$

I étant le courant dans la bobine inductrice, N le nombre de spires de cette bobine, R la réluctance du circuit et Φ le flux d'induction.
D'autre part :

$$R = \frac{d'}{\mu' \quad s'} + \frac{d}{\mu \quad s} \qquad \text{(Fig. 6.1.)}$$

avec

μ : perméabilité magnétique de l'entrefer = μ_o
μ': perméabilité magnétique du circuit
d : longueur de l'entrefer
d': longueur du circuit
S : section de l'entrefer
S' : section du circuit

Le matériau magnétique constituant le circuit ayant une perméabilité relative élevée, de 1 000 à 10 000, on peut écrire avec une bonne approximation :

$$R = \frac{d}{\mu_o\, S}$$

La réluctance ne dépend que de l'entrefer. Comme le flux d'induction est $\Phi = B\,S$, il vient :

$$NI = \frac{d\,B}{\mu_o}$$

L'inductance de la bobine s'écrit :

$$L = \frac{N^2}{R} = \mu_o \frac{N^2 S}{d}$$

Les expériences réalisées sur des capteurs d'essai (de 5 et 8 mm de diamètre), en tenant compte de la nécessité d'un faible temps de montée de l'induction, nous ont conduit à définir une inductance maximale (L_{max}) utilisable au niveau du transistor-commutateur. Cette valeur devient L_{max} pour le capteur en tenant compte du rapport n de transformation du transformateur intercalé :

$$L_{max} = n^2 \quad L_{max}$$

Rappelons que $L_{max} = 110\ \mu H$ et $L_{max} = 3\ mH$

Le courant I dans le transistor et donc le courant i dans le capteur sont fixés : $I = 9\ A$ et $i = 1,8\ A$
L'induction maximale que l'on peut créer dans le capteur est donc déterminée par :

$$N^2 = L\,R$$

$$NI = \frac{d\,B}{\mu_o}$$

soit :

$$B_{max} = i\sqrt{\frac{L\,\mu_o}{S\,d}}$$

Ainsi, l'induction croît lorsque le volume de l'entrefer décroît, et ceci compense dans une certaine mesure la diminution de débit qui va de pair avec la réduction de calibre du vaisseau.

A titre indicatif, pour un capteur de 5 mm de diamètre (soit environ $d = 7$ mm et $S = 7 \times 7\ mm^2$), la relation théorique ci-dessus donne $B = 1\,500$ gauss.

Ces relations théoriques ont surtout permis d'orienter les essais, car les circuits magnétiques des capteurs réalisés ont des dimensions faibles, les fuites sont importantes et l'induction réelle a une valeur bien inférieure à sa valeur théorique. Les inductions effectives seront précisées pour chaque capteur ; ces valeurs sont suffisamment faibles pour que les tôles utilisées ne soient pas saturées de façon appréciable.

Par ailleurs, des essais ont été effectués avec des capteurs sans noyau ferro-magnétique. KOLIN, WISSHAUPT et O'ROURKE ont en effet montré que l'on peut réaliser une induction suffisamment uniforme avec deux bobines situées de part et d'autre du tube de fluide et même avec une seule bobine de forme convenable (41, 46). La forme optimale de la bobine inductrice est représentée sur la fig. 6.2.

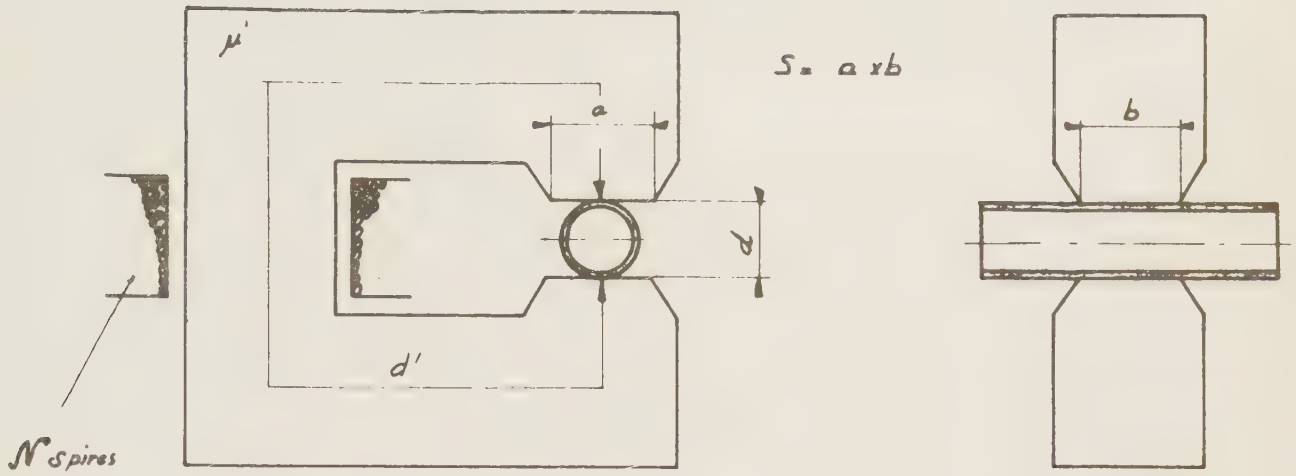
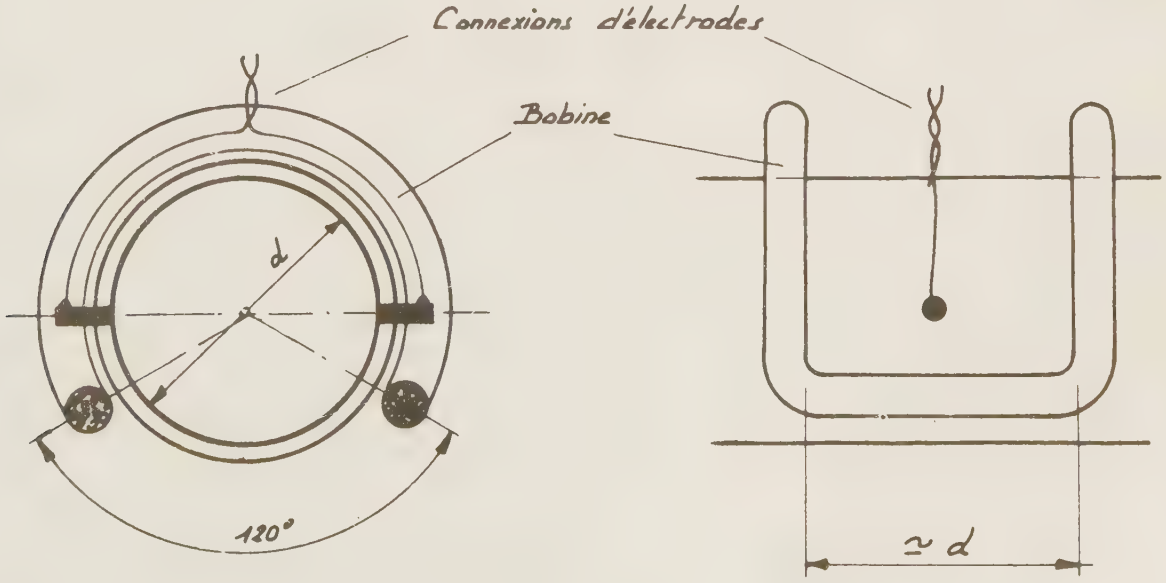


Schéma du circuit magnétique d'un capteur.

Fig: 6.1



Forme optimale de la bobine pour capteur sans noyau magnétique.

Fig: 6.2

6.1.2.- SIGNAUX PARASITES ET LEUR COMPENSATION

Quelles que soient les précautions prises pour la fabrication d'un capteur, nous avons vu qu'il existe toujours : 1) un signal parasite inductif qui peut varier très notablement au cours d'une mesure, 2) un signal parasite capacitif qui dépend de la géométrie du capteur et de ses qualités diélectriques, 3) enfin, un couplage résistif, 4) en outre, le câble de liaison du capteur à l'ensemble électronique est une source possible de parasites importants.

1. Signal parasite inductif

Le signal parasite inductif a, à l'entrée du préamplificateur, une amplitude qui peut atteindre plusieurs mV (cf. § 6.1.3.). Il est donc nécessaire de réduire son amplitude pour ne pas saturer le préamplificateur et obtenir un fonctionnement correct du détecteur. Le procédé de compensation inductive, placé dans le récepteur, consiste à injecter en série avec la tension composite des électrodes, un signal ayant la forme du signal parasite et dont l'amplitude et la phase peuvent être réglées. Ceci est obtenu par un petit transformateur (Pot TRANSCO 25/16.3B2 - Primaire 20 t, Secondaire : 20 t avec point milieu) ; celui-ci dérive les impulsions d'induction et le point milieu de son secondaire reçoit le signal d'une électrode (fig. 6.3). Le signal est repris sur le curseur du potentiomètre de 10 Ω dont la position détermine l'amplitude et la polarité de la tension de compensation.

2. Signal parasite capacitif

Entre le circuit inducteur et le circuit des électrodes, existent des capacités réparties de couplage. Elles sont représentées schématiquement sur la fig. 6.3. Elles sont réduites par le blindage des connexions et par la mise à la masse du circuit magnétique. Des mesures directes nous ont permis de les évaluer approximativement à quelques picofarads. Il convient de noter cependant que c'est la capacité différentielle qui intervient comme injecteur dans l'impédance interélectrodes : le signal de couplage capacitif serait nul pour un capteur représentant une symétrie électrostatique parfaite.

La tension qui apparaît entre les électrodes est la tension sur la bobine inductrice dérivée par le réseau capacité différentielle de couplage - résistance inter-électrodes (cf. § 5.2). Cette tension comporte des crêtes ayant une amplitude de 50 V (dérivée du courant inducteur). La tension de couplage capacitif comportera donc deux impulsions synchrones avec les impulsions de la tension de couplage inductif, mais de forme différente (fig. 6.3 et 6.4). Son amplitude peut dépasser le millivolt. Pour diminuer ces tensions capacitives, il faut pouvoir améliorer la symétrie électrique du système ; ceci est obtenu par le jeu du potentiomètre C_2 de 200 Ω placé en parallèle sur le transformateur d'alimentation du capteur, avec son curseur à la masse.

3. Couplage résistif

Il existe certainement aussi un couplage résistif entre le circuit d'induction et le circuit des électrodes. Nous n'avons pas pu les mettre nettement en évidence. Le potentiomètre de compensation capacitive doit agir également sur ce couplage, mais les réglages de compensation optimale pour les deux phénomènes ne coïncident pas nécessairement.

4. Cable de liaison

Les couplages entre les circuits d'alimentation et de réception

n'existent pas seulement au niveau du capteur, mais également le long du câble de liaison capteur-récepteur. Le couplage capacitif à ce niveau est très réduit par le blindage séparé des lignes d'alimentation et de réception. Le couplage inductif est diminué en torsadant très serré les conducteurs d'électrodes et les conducteurs d'alimentation dans leurs gaines respectives. Il est apparu nécessaire en outre de réduire le courant dans le câble d'alimentation (cf. § 5.2) pour diminuer son effet inductif et les variations de cet effet avec les déplacements du câble.

Le câble a une longueur de 1,50 m. Le raccordement à l'ensemble électronique est assuré par deux connecteurs JAEGER rapides, les gaines contenant les lignes d'alimentation et de réception étant séparées. Le raccordement au capteur est réalisé au moyen d'un connecteur unique (JAEGER miniature, encliquetage à billes).

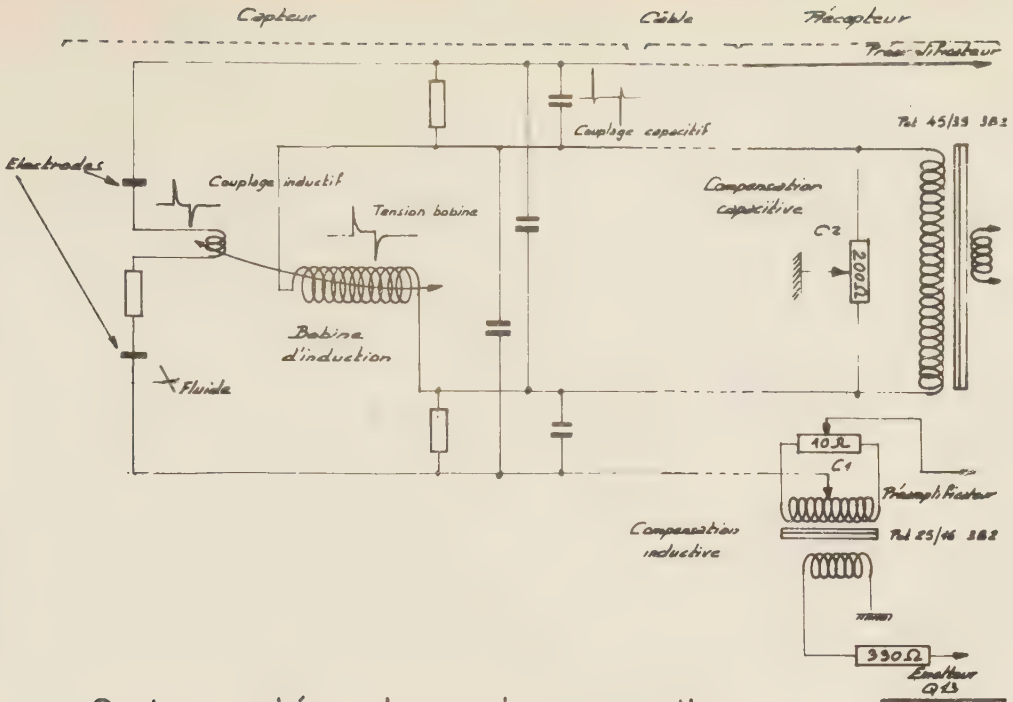
En conclusion, la fig. 64 montre la forme et l'amplitude du signal parasite 1) avant sa compensation inductive, 2) après cette compensation à l'entrée du préamplificateur, 3) avant le limiteur, 4) et après limitation à l'entrée du détecteur (mesures effectuées avec le capteur 01. EC rempli de soluté physiologique).

On remarque que l'on ne peut annuler le signal parasite, la tension de compensation n'étant pas rigoureusement en opposition de phase avec lui. Le signal parasite est généré d'une part dans le fluide et les tissus proches, d'autre part dans la spire formée par les connexions d'électrodes. Une compensation idéale devrait tenir compte de ces deux facteurs Dans nos premiers essais, la tension de compensation était générée par une boucle, située dans le capteur, issue d'une électrode et entourant le circuit magnétique. C'est le dispositif utilisé par l'Electromagnetic Probe Company (cf. infra § 6.3). La génération de la tension de compensation est plus voisine de celle du signal parasite que dans le système que nous avons adopté mais la compensation n'est pas parfaite : le liquide et même, peut être, le circuit magnétique apportent de légers déphasages et la compensation des fronts d'ondes n'est jamais réalisée. Nous avons donc adopté le dispositif exposé plus haut, le jugeant plus pratique et plus stable, puisque la tension de compensation n'est plus transmise par un câble soumis à l'induction du câble d'alimentation de la bobine. Les résultats obtenus avec les deux dispositifs sont sensiblement identiques.

6.2.-CAPTEURS EXTRACORPORELS

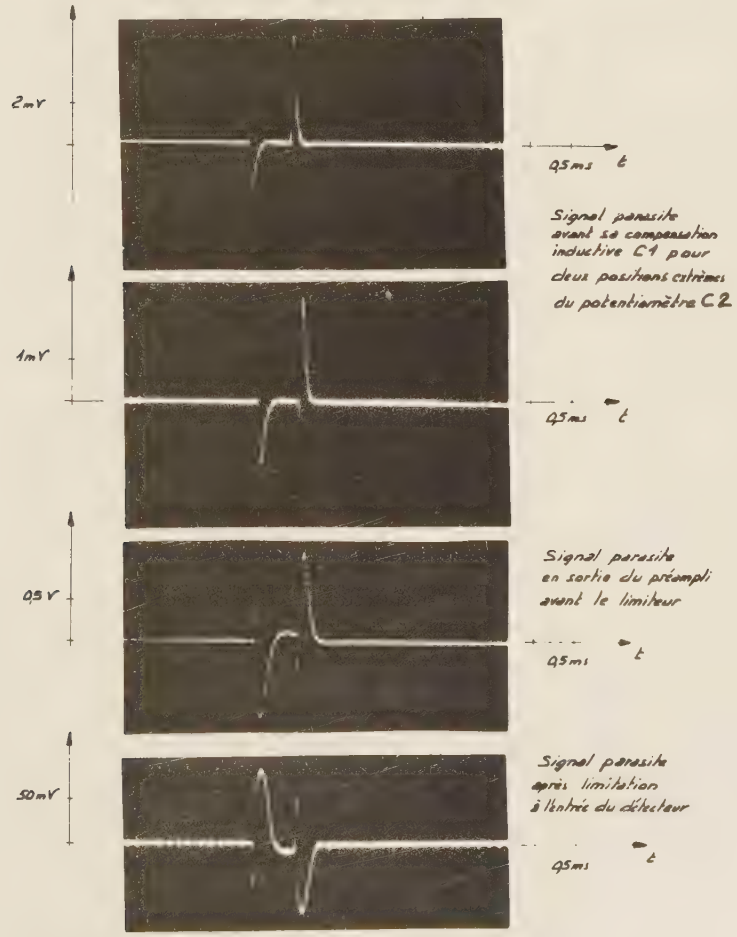
Quatre capteurs extracorporels ont été réalisés pour des circuits hydrauliques de 3 et 5 mm de diamètre interne.

Les CAPTEURS 01.EC, 02.EC et 03.EC sont construits de façon sensiblement identique. Le corps est en Altuglas, matériau choisi pour ses bonnes qualités mécaniques et électriques, sa facilité d'usinage et de collage. Le circuit magnétique est obtenu par rectification de circuits Silicore ISOLECTRA (tôles de 10/100 mm). La bobine inductrice comporte 100 tours de fil de cuivre émaillé de 50/100 mm ; sa résistance est de 0,85 Ω La puissance dissipée ne dépasse pas 0,3 watts. Les fils d'électrodes sont glissés par deux orifices ménagés dans le circuit magnétique, afin que la spire délimitée par ces fils soit de faible dimension et soit disposée - autant qu'il est possible - dans un plan parallèle aux lignes d'induction. Les électrodes elles-mêmes sont en fil de Platine de 0,8 mm de diamètre, fixé par collage ; l'extrémité au contact du sang est mise en forme de façon que la lumière du tube soit lisse, sans dénivellation



Capteur: schéma des couplages parasites
Récepteur: compensation des couplages parasites

Fig. 6.3



Mesures effectuées avec le capteur DIEC rempli de sérum.

Signal parasite: formes d'ondes

Fig. 6.4

au niveau des électrodes.

CAPTEUR 01.EC : Le tube de mesure a un diamètre intérieur de 5 mm.La longueur de l'entrefer est de 7 mm et sa section au niveau des pièces polaires est de 6 x 6 mm2. Les tétines de raccord au circuit hydraulique sont en Altuglas. La mise à la masse du fluide est assurée par deux bagues en acier ionxydable, qu'on insère dans la tubulure du circuit hydraulique et qui sont connectées à la masse du capteur.

CAPTEUR 02.EC : Le diamètre interne du tube de mesure est de 3 mm.La longueur de l'entrefer est de 5 mm et sa section au niveau des pièces mesure 4 x 4 mm2. Comme pour le capteur précédent, les tétines de raccord sont en Altuglas et la mise à la masse du fluide est assurée par des bagues extérieures.

CAPTEUR 03.EC : Le tube de mesure a un diamètre interne de 5 mm. Le circuit magnétique est identique à celui du capteur 01.EC. Les tétines de raccordement au circuit hydraulique sont en acier inoxydable amagnétique et assurent directement la mise à la masse du fluide ; elles sont suffisamment distantes l'une de l'autre (18 mm) pour que le signal ne soit pas affaibli.

Le CAPTEUR 04.EC est un capteur sans noyau magnétique. Il est constitué par un tube en Altuglas d'un diamètre interne de 5 mm. Deux bossages sur la partie centrale portent les deux électrodes (fil de Platine de 0,8 mm). La bobine inductrice est bobinée directement sur le tube : elle comporte 70 tours de fil de Cuivre émaillé de 35/100 mm. La mise à la masse du fluide est assurée par des bagues externes.

Les résultats des mesures effectuées pour déterminer les caractéristiques de ces capteurs extracorporels sont rapportés dans le tableau ci-dessous.

	CAPTEUR 01.EC	02.EC	03.EC	04.EC
Inductance	1,1 mH	0,8 mH	1,2 mH	70 µH
Résistance	0,9	0,9	0,9	1,5
Puissance dissipée (Watts)	0,3	0,3	0,3	0,5
Induction (gauss)+	340	440	360	105
Signal parasite+ (mV crête à crête)	200	150	230	40

+L'induction au centre du tube a été mesurée en dynamique à l'aide d'une cellule à effet Hall (SIEMENS FA 22 e), la tension de Hall étant présentée sur un oscilloscope. Le niveau crête à crête du signal parasite compensé a été mesuré à l'entrée du détecteur, la lumière du capteur étant rempli de soluté de $ClNa$ à 9 g/l, et le commutateur de gain étant en position 1.

6.3.- CAPTEURS INTRACORPORELS

Deux séries de capteurs intracorporels ont été expérimentés : d'une part des capteurs commercialisés de l'Electromagnetic Probe Company, d'autre part des capteurs miniaturisés réalisés selon nos plans.

6.3.1.- CAPTEURS DE L'ELECTROMAGNETIC PROBE COMPANY (+)

Ces capteurs commercialisés sont conçus pour l'utilisation du débitmètre à induction carrée de la marque CAROLINA MEDICAL ELECTRONICS. Une moitié seulement de leur bobinage a été utilisée pour réduire leur inductance au niveau souhaité pour l'utilisation avec notre appareillage. Le dispositif initial prévoit le prélèvement de la tension de compensation inductive dans le capteur lui-même par la boucle constituée par deux conducteurs issus de la même électrode et entourant le circuit magnétique ; un potentiomètre placé sur le récepteur permet de choisir l'amplitude et la phase de la tension de compensation. Nous avons réuni ces deux conducteurs de façon à utiliser les dispositifs de compensations inductive et capacitive de notre appareil (cf. § 6.1.2). La mise à la masse du sujet est assurée par deux électrodes d'or affleurant la surface extérieure du capteur. Les caractéristiques électriques de ces capteurs dans ces conditions d'utilisation sont rapportées dans le tableau ci-dessous.

CARACTERISTIQUES DES CAPTEURS INTRACORPORELS DE L'ELECTROMAGNETIC PROBE COMPANY DANS NOS CONDITIONS D'UTILISATION

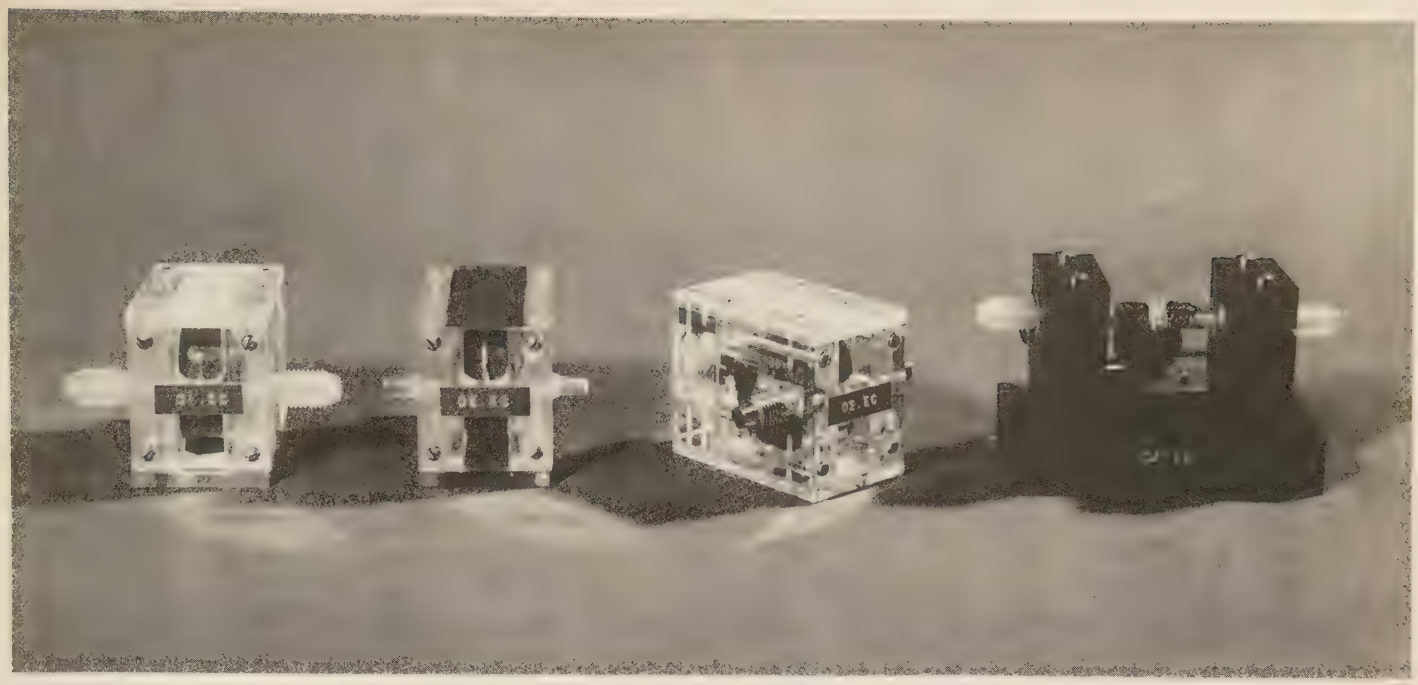
	CAPTEUR 01.IC	02.IC	03.IC
Diamètre utile (mm)	3	8	16
Inductance (mH)	1,12	1,24	2,36
Résistance (Ω)	2,9	2,0	1,9
Puissance dissipée (Watts)	1	0,7	0,9
Induction (gauss)	370	260	215
Signal parasite (mV crête à crête)	70	240	220

6.3.2.- CAPTEURS INTRACORPORELS MINIATURISES

Trois capteurs miniaturisés ont été réalisés selon nos plans par un constructeur (+). Tous trois présentent une lumière utile de 5 mm de diamètre, mais ils sont conçus selon trois principes différents (fig. 6. 5):

(+) ELECTROMAGNETIC PROBE COMPANY, 3800 Cas Drive, Winston Salem, North Carolina, U.S.A.

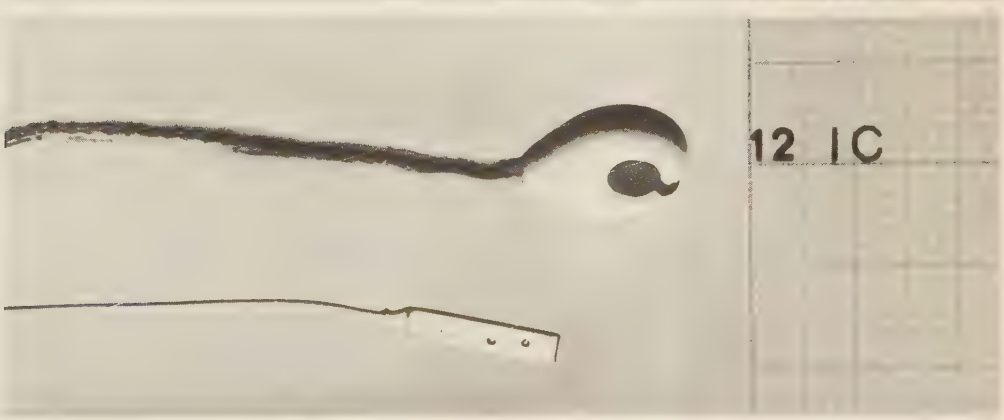
(+) "NYCOTRON" (Département de NYEGAARD & Co.) - Nycovein 2, Oslo 4, Norvège.

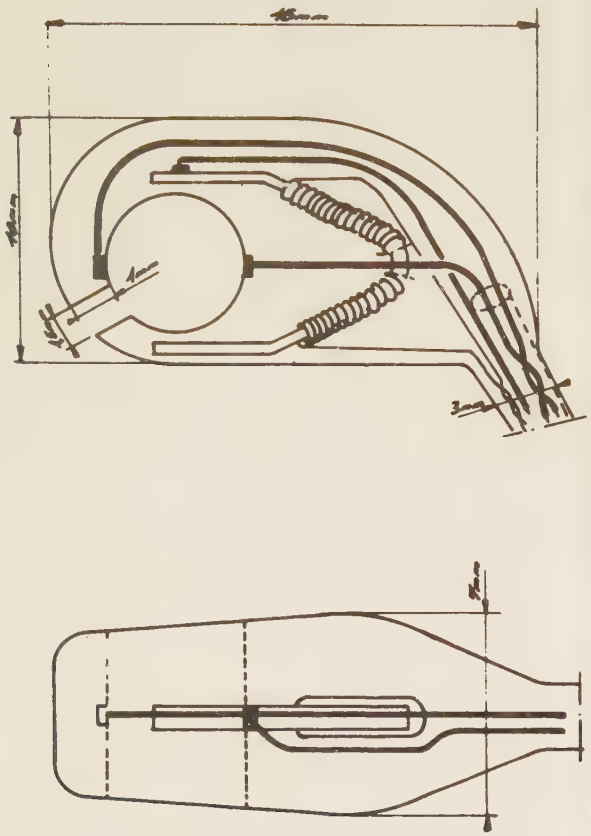


CAPTEURS EXTRACORPORELS

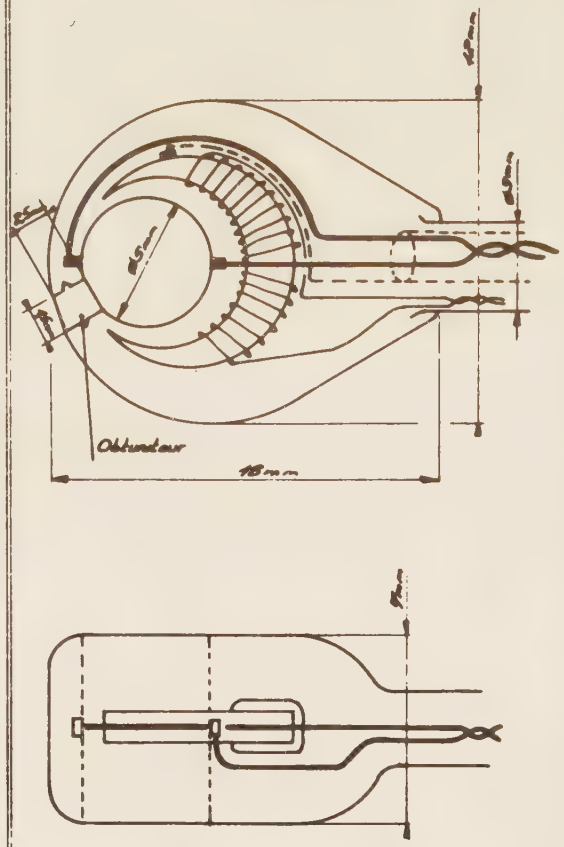
CAPTEURS

INTRACORPOREL S

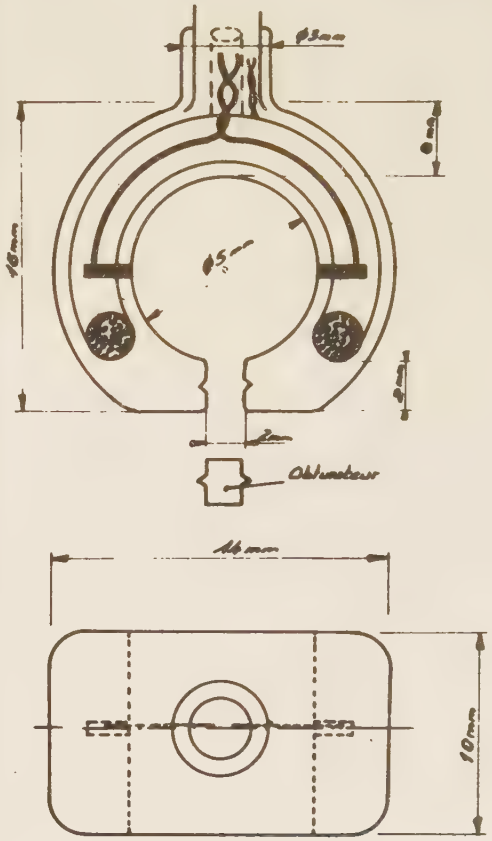




Capteur 11.IC



Capteur 12.IC



Capteur 13.IC

Capteurs intracorporels

—. Schémas. —

Fig: 6. 5

- CAPTEUR 11-IC : Le circuit magnétique est en forme de U, le bobinage occupant sa base, et la lumière destinée à recevoir le vaisseau est ménagée entre les extrémités des branches de U. L'encombrement total est de 10 x 16 x 7 mm.

- CAPTEUR 12-IC : Le circuit magnétique est en forme de C, afin que le circuit inducteur épouse plus étroitement la lumière vasculaire ; l'ensemble inducteur est ainsi plus compact. Les dimensions totales du capteur sont 12 x 16 x 7 mm. Pour ces deux capteurs, la mise à la masse du circuit magnétique est effectuée à une de ses extrémités.

- CAPTEUR 13-IC : C'est un capteur sans noyau magnétique. Ce principe permet de réaliser un capteur symétrique, élément favorable à la réduction du signal parasite. En outre, le passage réservé pour l'introduction du vaisseau dans la lumière du capteur peut être assez large : après la mise en place du vaisseau, l'obturation de ce passage par un coin en matière plastique est souhaitable. Par contre, comparativement aux capteurs à noyau magnétique, la largeur selon l'axe du vaisseau est plus grande et la sensibilité est plus faible, à échauffement et à encombrement égaux. Les dimensions de ce capteur sont 14 x 16 x 10 mm.

Les électrodes de ces trois capteurs sont constituées par une pastille de ferrite (le constructeur préconise pour les électrodes l'utilisation d'un matériau présentant une conductivité voisine de celle des parois vasculaires, pour diminuer l'amplitude des courants de FOUCAULT qui se referment sur les électrodes).

Ces capteurs étant de petites dimensions, il n'a pas été possible de sortir les fils connectés aux électrodes dans l'axe du capteur: de ce fait, le signal parasite est important. La mise à la masse du sujet est assurée par un conducteur séparé, terminé par une boucle que l'on fixe aux tissus à proximité du capteur.

Les caractéristiques de ces capteurs sont rapportées dans le tableau ci-dessous.

CARACTERISTIQUES DES CAPTEURS INTRACORPORELS MINIATURISES

(Diamètre utile : 5 mm)

	CAPTEUR 11.IC	12.IC	13.IC
Inductance	1,18 mH	1,16 mH	30 µH
Résistance (Ω)	0,8	0,8	1
Puissance dissipée (Watts)	0,3	0,3	0,3
Induction (gauss)	160	175	30
Signal parasite (mV crête à crête)	500	300	60

Chapitre 7.- MESURES DE DEBITS "IN VITRO" ET "IN VIVO"

RESULTATS EXPERIMENTAUX

Le matériel décrit a été expérimenté dans les conditions d'utilisation normale pour la mesure de débits "in vitro" et "in vivo".

7.1.- ETUDES "IN VITRO"

Les études in vitro ont permis, pour les différents capteurs extracorporels et intracorporels, de préciser :

1) l'importance du signal parasite et la qualité de sa réjection,

2) la linéarité de la relation signal-débit pour chaque capteur (courbe d'étalonnage),

3) enfin l'influence sur ces deux facteurs de la conductivité du liquide en écoulement et de la conductivité du milieu environnant.

7.1.1.- MATERIEL ET TECHNIQUE

a) Circuit hydraulique d'étude in vitro

Les capteurs ont été testés au moyen d'un circuit hydraulique simple comprenant : un réservoir, unepompe à débit réglable (pompe "à doigts", SIGMAMOTOR), un réservoir élastique avec manchon d'air destiné à amortir la pulsatilité engendrée par la pompe, le capteur de mesure,enfin une boucle de tube ramenant le liquide au réservoir initial.

Les capteurs extracorporels sont directement connectés au tuyau formant le circuit hydraulique.

Pour les capteurs intracorporels un fragment de vaisseau fraîchement prélevé et de calibre convenable est interposé sur le circuit hydraulique. Le capteur est mis en place sur le fragment de vaisseau et l'ensemble est immergé dans une petite cuve remplie de soluté de CINa à 9 g/l. Une petite cuve spéciale avec raccords incorporés et supports a été construite pour assurer les meilleurs conditions de manipulation et de mesure.

Les tensions de sortie ont été recueillies en valeur moyenne sur un enregistreur potentiomètrique (BAUSCH and LOMB VOM 5). Les valeurs de débit ont été mesurées à l'éprouvette.

b) Liquides utilisés - Leur résistivité

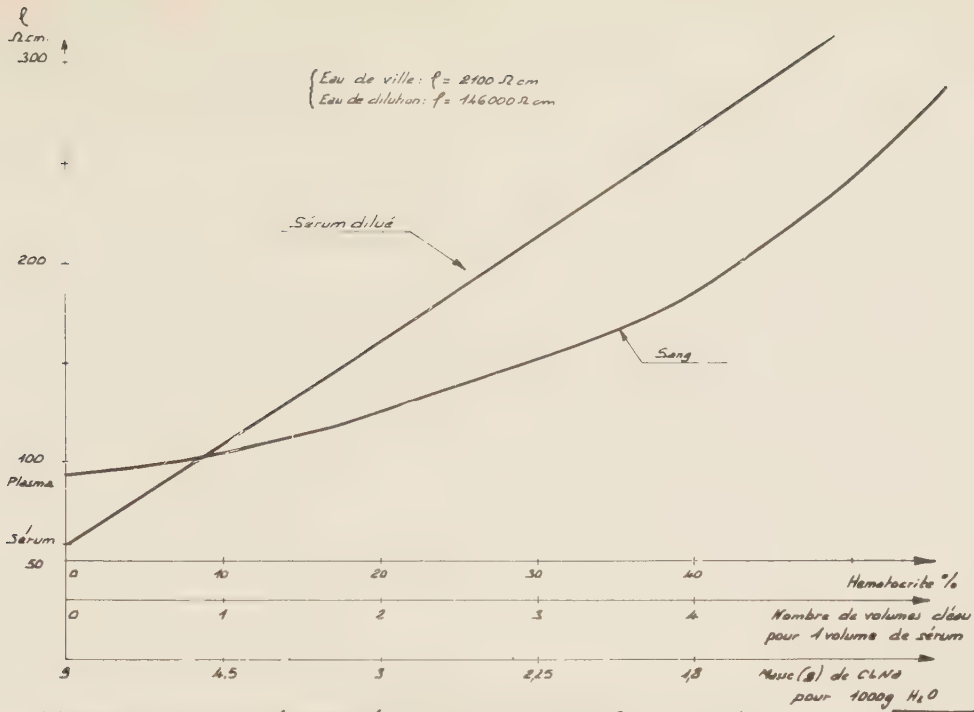
Les liquides utilisés ont été diverses solutions de CINa (à 9g/l et au-dessous) et du sang de chien, frais, hépariné, d'hématocrite variable.

La résistivité de ces liquides a été préalablement déterminée selon la méthode habituelle, entre deux plaques d'acier inoxydable définissant une cellule d'un volume de 48 ml, la résistance étant mesurée à 1 000 Hz.

Les résultats de ces mesures sont rapportés fig. 7.1.

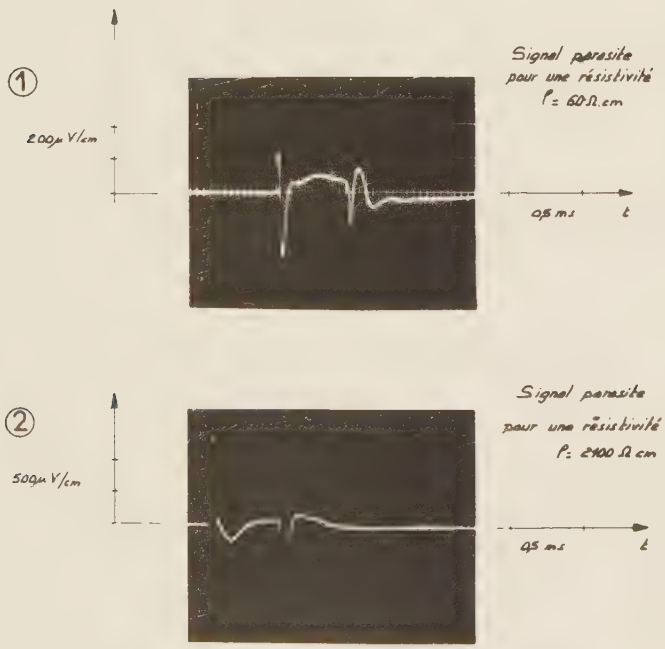
Ainsi la résistivité des solutions de CINa ("sérum") croît linéairement avec l'accroissement de la dilution (+). En effet, le CINa est un électrolyte fort et la conductivité de ses solutions est proportionnelle à leur concentration.La résistivité égale à 60 Ωcm pour la solution isotonique s'élève à 265 Ωcm pour la solution quatre fois diluée.A titre

(+) la solution initiale (9 g/l) a été diluée à l'eau distillée (ρ = 146 000 Ωcm)



Variations de la résistivité $\rho = \frac{1}{\gamma}$ du sang en fonction de l'hématocrite et du sérum physiologique dilué

Fig.7.1



Mesures effectuées avec le capteur 01 EC.

Signal parasite, variation avec la résistivité du fluide.

Fig: 7.2

de comparaison, rappelons que l'eau de ville a une résistivité de 2 100Ω-cm environ.

A l'opposé, la résistivité du sang total est essentiellement dépendante du taux de globules rouges et sa variation n'est pas linéaire en fonction des valeurs de l'hématocrite (exprimé en %). La résistivité croît avec l'élévation de l'hématocrite, depuis la valeur de 95 Ωcm pour le plasma, en passant par la valeur 200 Ωcm pour l'hématocrite normal (45 %).

7.1.2.- CAPTEURS EXTRACORPORELS

a) Amplitude et compensation du signal parasite

Le signal parasite est observé et compensé à débit nul pour les capteurs extracorporels. Le réglage des compensations de ce signal parasite est assuré par le jeu successif :

1) du potentiomètre C_1, le réglage étant bon au point pour lequel la variation de tension engendrée par la manoeuvre de C_1 accuse un palier

2) du potentiomètre C_2, qui permet de ramener ce palier de tension au niveau du zéro électrique (défini par commutation de G1 en position 0).

L'amplitude du signal parasite est bien apparue dépendante de la conductivité du fluide (cf. § 3.3). Ce fait est illustré par la fig. 7. 2 qui représente, pour le capteur 01-EC, l'aspect du signal parasite après compensation à l'entrée du préamplificateur, aux mêmes réglages, d'une part pour une solution de ClNa à 9 g/l (1er cliché), d'autre part pour l'eau de ville (ρ = 2 100 Ωcm) (2ème cliché); on voit que l'amplitude est quatre fois plus grande dans le second cas.

Au niveau de la tension de sortie, pour le capteur 02-EC, la variation observée à débit nul entre le soluté de ClNa 9 g/l et l'eau de ville est de 100 mV. Mais, en utilisation normale, la résistivité des liquides étudiés n'est susceptible de varier qu'entre 60 et 300 cm : pour cet intervalle de résistivité, le décalage du zéro au niveau de la tension de sortie est d'environ 20 mV, ce qui correspond, pour un gain G = 1.10^4, à un débit fictif de 20 ml/mn. Cette valeur, estimée dans les mêmes conditions, n'excède pas une valeur de débit fictif de 30 ml/mn pour les capteurs 01-EC, 03-EC, et 04-EC.

b) Courbes signal-débit

La correspondance expérimentale entre le signal et le débit a été déterminée pour les capteurs extracorporels en utilisant du soluté de ClNa 9 g/l, avec un gain G = 1.10^4. Les valeurs obtenues, rapportées fig. 7.3., montrent une parfaite linéarité, même aux valeurs extrêmes. On remarquera :

1) A bobinage identique sur noyau magnétique, la plus grande sensibilité du capteur de plus faible calibre (capteur 02-EC, lumière 3 mm comparé aux capteurs 03-EC et 01-EC de 5 mm).

2) La faible sensibilité du capteur sans noyau magnétique (capteur 04-EC).

Ces courbes de réponse des capteurs extracorporels sont apparues indépendantes de la résistivité du fluide en écoulement. Tout au moins aucune variation appréciable de la sensibilité n'a été observée en faisant varier la conductivité entre 60 et 2 100 Ωcm. En particulier, l'étalonnage est indépendant du taux de l'hématocrite.

En résumé, pour les capteurs extracorporels,

- L'amplitude du signal parasite est fonction de la conductivité du

fluide en écoulement.

- L'amplitude du signal de débit en est indépendante.

7.1.3.- CAPTEURS INTRACORPOREELS

a) Le niveau du signal parasite, étudié in vitro, est apparu dépendant non seulement, de la conductivité du liquide contenu dans le vaisseau, mais aussi de la conductivité du milieu dans lequel capteur et vaisseau sont plongés.

Le niveau du signal parasite a été mesuré pour chaque capteur immergé dans une solution de CIN_a 9 g/l (ρ = 60 Ωcm), puis dans une solution diluée à 4 volumes (CIN_a = 1,8 g/l, ρ = 200 Ωcm).

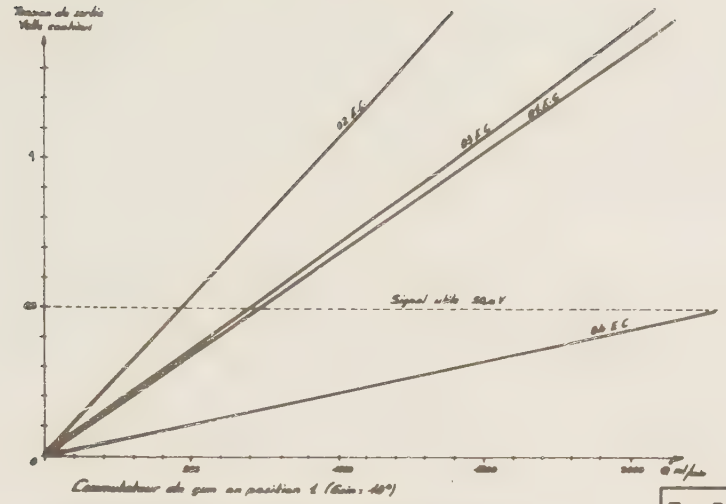
La variation V_s de la tension de sortie observée entre ces deux conditions de mesure correspond, selon la courbe d'étalonnage de chaque capteur et selon le gain affiché G, à un débit fictif de x ml/mn.

Les résultats de ces mesures sont rapportés dans le tableau ci-dessous qui groupe les valeurs du signal parasite mesurées à l'entrée du détecteur, les valeurs de la variation V_s et du débit fictif correspondant

CAPTEUR		01.IC	02.IC	03.IC	11.IC	12.IC	13.IC
Signal Parasite mV - calc	CINa 9 g/l	70	480	880	2000	1200	240
	CINa 1,8 g/l	120	540	1130	2250	1400	290
V_s (mV)		25	60	200	200	160	40
gain G (x 10^4)		1	2	4	4	4	4
Q fictif (ml/mn)		25	90	300	200	200	200

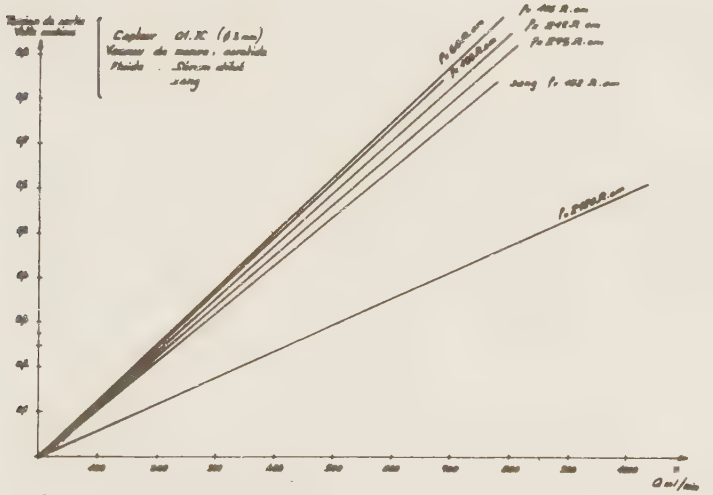
On remarque que le niveau du signal parasite est important par rapport à la sensibilité, pour les capteurs 11.IC, 12.IC et 13.IC. Ce fait est sans doute imputable au câblage des connexions d'électrodes (cf. § 6.3.).

Il convient d'insister sur le choix d'une solution CINa 1,8 g / l pour l'immersion du capteur au cours des essais in vitro. Ce choix découle des constatations expérimentales qui nous ont montré que cette solution détermine le niveau de parasite le plus proche du niveau de parasite observé in vivo. Les valeurs du tableau ci-dessus montrent que, pour les capteurs 01.IC et 02.IC, dans les limites usuelles de vitesse et de débit la compensation pour le vaisseau clampé in vivo sera très voisine de la compensation in vitro : des mesures quantitatives correctes pourront être effectuées, après réglage préalable du zéro par immersion dans la solution CINa 1,8 g/l, sans contrôle in vivo sur vaisseau clampé ; l'imprécision sur la valeur du débit ne sera que de 5 à 10 %. A l'opposé, pour tous les autres capteurs (n° 03, 11, 12 et 13.IC), l'amplitude du signal parasite impose un réglage de zéro in vivo, à débit nul par clampage du vaisseau.



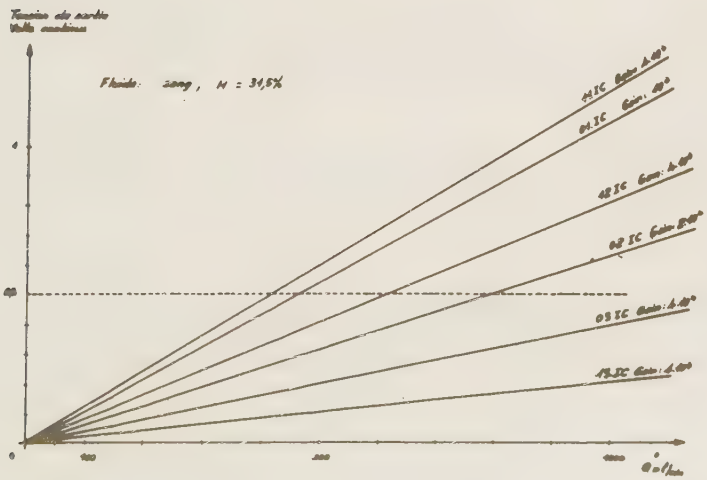
Etalonnage des capteurs extracorporels

Fig. 7.3



Capteurs intracorporels . Variations de la sensibilité en fonction de la nature du fluide

Fig. 7.4



Etalonnage des capteurs intracorporels

Fig. 7.5

D'une façon générale, les capteurs rayonnent et le niveau du signal parasite dépend des conductivités environnantes. Ce phénomène est d'une importance variable selon les différents capteurs et semble décroitre en même temps que la dimension du capteur. Il s'observe facilement lorsque la tête de mesure est plongée dans un récipient à paroi isolante rempli de soluté : si le capteur est approché de la paroi,on constate une variation du signal parasite, témoin d'une rupture d'équilibre des courants de FOUCAULT.

b) Courbes signal-débit

Les relations expérimentales signal-débit ont été déterminées in vitro pour les capteurs intracorporels, en utilisant du sang de chien, frais, hépariné (hématocrite = 31,5 %). Les résultats sont portés sur la fig. 7.5. Ici encore la linéarité de la réponse est apparue excellente.On notera :

- Pour les capteurs 01, 02 et 03.IC, la diminution de la sensibilité avec l'accroissement de la lumière de mesure.

- Pour les capteurs 11, 12 et 13.IC, de même calibre utile et sensiblement de même encombrement, la bien plus faible sensibilité du capteur sans noyau magnétique (13.IC).

- Mais la sensibilité des capteurs intracorporels dépend de la conductivité du fluide, comme les calculs théoriques le laissaient prévoir. La fig. 7.4 précise l'importance de ce facteur, étudiée in vitro pour le capteur 01.IC : pour les solutions de CINa, la sensibilité est abaissée de 11 % lorsque la résistivité varie de 60 Ωcm à 275 Ωcm. Pour le sang, en outre, la sensibilité est plus faible que pour le soluté de CINa de même résistivité ; ceci rejoint les constatations de différents auteurs (1, 41). Si l'hématocrite du sang dont on mesure le débit est inconnu, les courbes 7.1 et 7.4 montrent que l'erreur maximale que l'on peut commettre est de ± 6 % de la valeur de débit enregistrée.

En résumé, pour les capteurs intracorporels,

- L'amplitude du signal parasite et la sensibilité du capteur sont toutes deux dépendantes de la conductivité du fluide.

- L'amplitude du signal parasite dépend en outre des conductivités du milieu environnant.

7.2.- ETUDES IN VIVO

7.2.1.- CONDITIONS GENERALES DES MESURES

Les différents capteurs intracorporels ont été essayés en expérimentation aiguë chez des chiens d'un poids compris entre 20 et 25 kg, placés sous anesthésie générale.

Les enregistrements ont été effectués sur un enregistreur à lumière U.V. (HELCOGRAPH) dont la bande passante est de 1 000 Hz. Ont été enregistrés simultanément :

1 - L'E.C.G.

2 - Le débit instantané, en utilisant les filtres de F2 à F4.

3 - Le débit moyen, superposé au précédent, et à la même échelle.

Les figures illustrant ces résultats portent :

- l'indication du filtre et du gain utilisés,
- sur l'axe des abcisses, un repère de temps correspondant à une seconde,
- sur l'axe des ordonnées, à droite des tracés, une échelle correspondant à l'amplitude du signal de calibration (0,5 V), chiffré en ml/mn d'après la courbe d'étalonnage du capteur en fonction du gain affiché.

Pour l'analyse de ces tracés on exprimera, à titre indicatif, les valeurs des signaux de débit au niveau des électrodes (en µV).

7.2.2.- ETUDE PARTICULIERE DES CAPTEURS

Capteur 01-IC

Diamètre utile : 3 mm. Essais sur artère carotide et artère fémorale.

Artère carotide (fig. 7.6)

- Correspondance satisfaisante du zéro "préréglé" in vitro et du zéro sur vaisseau clampé.
- Avec filtre F_2 et gain G_2
  - $\dot{Q}$ instantané - pointe de 25 µV
  - $\dot{Q}$ moyen = 14 µV, soit 125 ml/mn.
- Le complexe ventriculaire E.C.G. est transmis par l'appareil, sous une amplitude crête à crête apparente de 25 µV. Si l'on admet une valeur usuelle de 2 mV pour les potentiels cardiaques, le degré de réjection peut très grossièrement être évalué à 80.
- Remarquer l'atténuation provoquée par l'introduction des filtres F_3 et F_4.

Artère fémorale (fig. 7.7)

Des difficultés sont dues à l'instabilité du zéro sur vaisseau clampé : ceci est entièrement explicable par la situation superficielle de cette artère contrairement au cas précédent, le capteur n'est pas ici environné de tissus homogènes.

La non-interférence de l'E.C.G. sur ces tracés est explicable par la situation plus éloignée de la région cardiaque, et par l'utilisation d'un gain plus faible que précédemment (G = 1).

$\dot{Q}$ de pointe = 25 à 30 µV.

Capteur 02-IC

Diamètre utile : 8 mm. Mesure sur l'aorte thoracique susdiaphragmatique (fig. 7.9).

- Filtre F_2 , gain G_2.
- Très faible interférence de l'E.C.G. malgré la proximité du coeur.
- Bonne correspondance du zéro in vitro et du zéro sur vaisseau clampé.
- $\dot{Q}$ pointe = 73 µV;

  $\dot{Q}$ moyen = 41 µV soit 1 300 ml/mn.

Capteur 03-IC

Diamètre utile : 16 mm. Mesure sur aorte initiale (fig. 7.10)

- Bonne reproduction de la vélocité du régime très pulsatile de l'aorte initiale. Mais interférence importante de l'E.C.G. dont la valeur crête à crête est supérieure à la valeur du débit de pointe

- Pour F_3 : E.C.G. c. à c. = 100 µV
  $\dot{Q}$ de pointe = 80 µV
  $\dot{Q}$ moyen = 24 µV = 1 440 ml/mn.

La réjection de l'E.C.G. est donc ici très mauvaise (facteur de réjection = 10 à 20), ce qui est explicable certes par la proximité du coeur, mais surtout par la taille même du capteur (l'écartement relativement important des électrodes déséquilibre la réjection du mode commun).

- Capteurs 11 - 12 et 13-IC

Ces trois capteurs, de même diamètre utile (5 mm) ont été étudiés sur le tronc artériel brachio-céphalique gauche d'un même animal. Des enregistrements ont été effectués comparativement à débit "normal" et à débit "accru" (par clampage temporaire de l'aorte thoracique en aval du tronc artériel).

- Capteur 11-IC (fig. 7.8)
  - F_3, débit normal et débit accru.
  - La bonne sensibilité du capteur permet l'utilisation du gain G_2.
  - Mauvaise correspondance des zéros in vitro et par clampage du vaisseau, mais très bonne stabilité du réglage de zéro.
  - Valeurs obtenues pour le signal de débit :
    $\dot{Q}$ normal - valeur de pointe = 17 µV
    - moyenne = 8,5 µV soit 270 ml/mn
    $\dot{Q}$ accru - valeur de pointe = 30 µV
    - moyenne = 15,5 µV soit 500 ml/mn
  - E.C.G. crête à crête = 16 µV
    (soit un facteur de réjection de 120 environ).

- Capteur 12-IC (fig. 7.11)
  - La figure donne l'enregistrement du zéro sur vaisseau clampé (Z.CL.), que marquent les bruits de fond de l'E.C.G.
    Tracés de débit normal en F_2 et F_3 et de débit "accru" en F_3.
  - La moindre sensibilité du capteur oblige à utiliser le gain G_4.
  - Mauvaises correspondance des zéros in vitro et in vivo, mais bonne stabilité du zéro.
  - Pour F_3 , on a :
    $\dot{Q}$ normal - valeur de pointe = 12,5 µV
    - moyenne = 7 µV soit 340 ml/mn
    $\dot{Q}$ accru - valeur de pointe = 16 µV
    - moyenne = 10,5 µV soit 510 ml/mn
  - L'E.C.G. interfère en F_3 pour une valeur crête à crête de 7 µV (facteur de réjection = 250).

- Capteur 13-IC (fig. 7.12)

- Pour un gain G_4, les bruits de fond et l'interférence de l'E.C.G imposent l'utilisation du filtre F4 (sur la fig. 7.12, de gauche à droite zéro à vaisseau clampé, $\dot{Q}$ normal, $\dot{Q}$ accru).

- La qualité des tracés de débit est très médiocre.

$\dot{Q}$ normal	- valeur de pointe	= 3,5 µV	
	- moyenne	= 1,7 µV	soit 330 ml/mn
$\dot{Q}$ accru	- valeur de pointe	= 7 µV	
	- moyenne	= 2,9 µV	soit 545 ml/mn.

On note le très faible niveau du signal de débit recueilli.

- Aussi, l'E.C.G. interfère-t-il de façon importante (12,5 µV crête à crête) malgré le filtre F4 (facteur de réjection de 150 environ).

En résumé, pour ces trois derniers capteurs intracorporels de même calibre, essayés comparativement sur le même vaisseau, on note :

- La bonne qualité des tracés de débit pulsatile pour les deux premiers.
- La trop faible sensibilité du capteur sans noyau magnétique.
- L'interférence de l'E.C.G., d'autant plus marquée que la sensibilité du capteur est plus faible.
- Cependant la correspondance des valeurs de débits obtenus avec ces trois capteurs est satisfaisante.

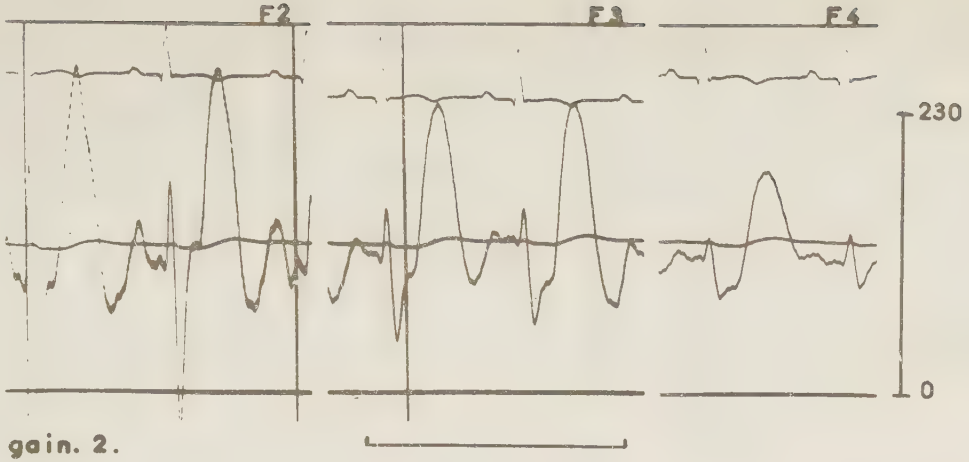


Fig. 7.6

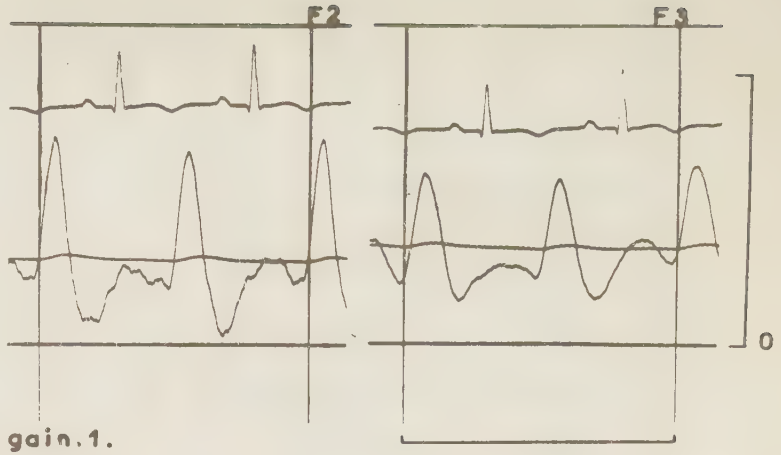


Fig. 7.7

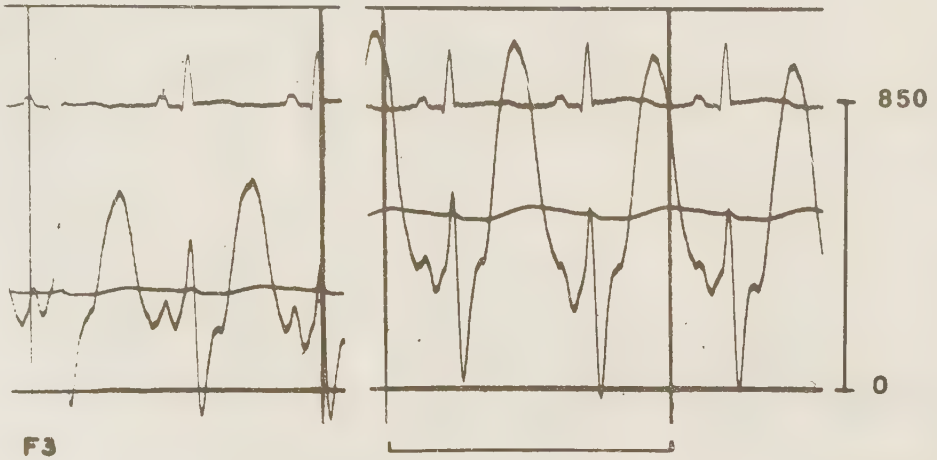


Fig. 7.8

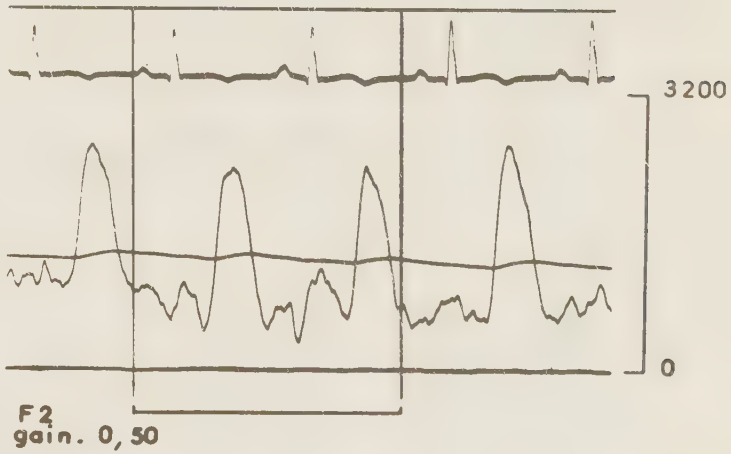


Fig. 7.9

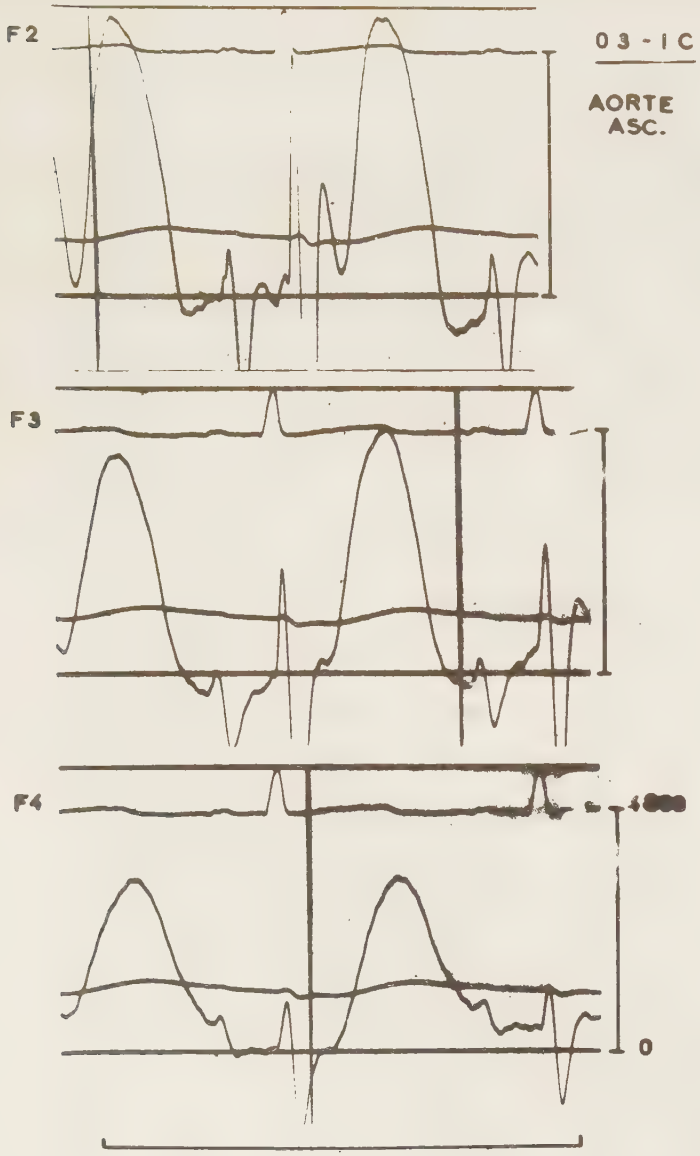


Fig. 7.10

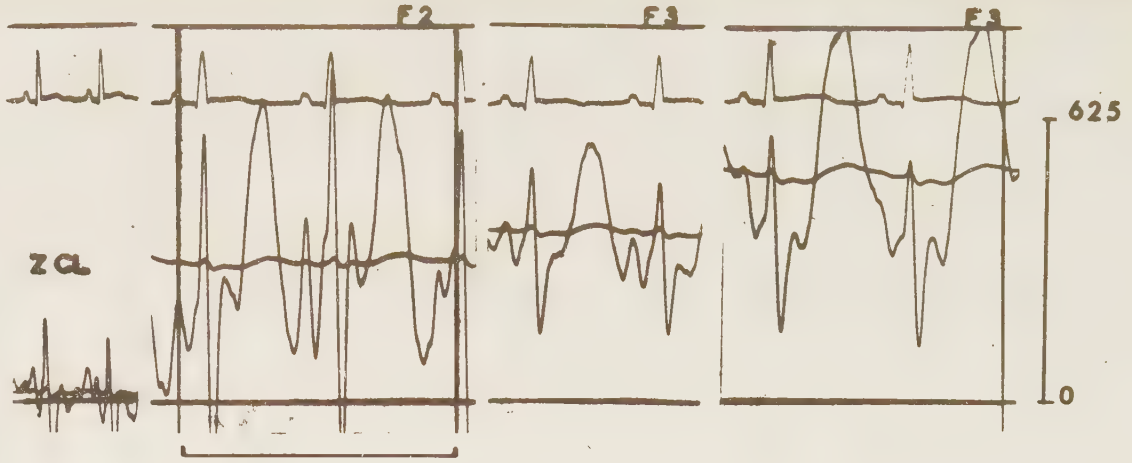


Fig. 7.11

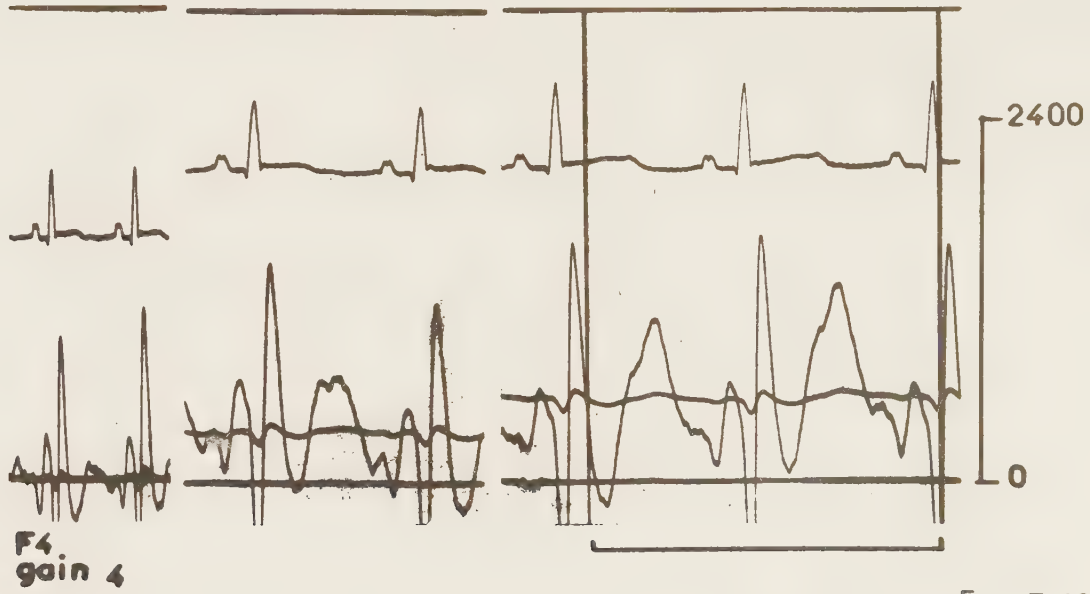


Fig. 7.12

Chapitre 8.- RESUME - CONCLUSIONS

Les lois théoriques de la débitmétrie électromagnétique sont revues en s'efforçant de préciser les relations signal de mesure - débit - induction appliquée dans les cas particuliers de mesure extracorporelle et intracorporelle.

Le signal de mesure est bien proportionnel au débit volumique et à l'induction appliquée, mais à certaines restrictions près qui relèvent :

- du régime d'écoulement,
- des paramètres géométriques du capteur et du vaisseau,
- des conductivités du fluide et de la paroi vasculaire.

Les problèmes pratiques rencontrés pour la mesure du signal de débit concernent :

1 - Les phénomènes de polarisation au niveau des électrodes. Ils sont minimisés par l'emploi d'une induction alternative.

2 - Les signaux parasites induits sur le capteur par le milieu extérieur et surtout les signaux parasites dus à l'utilisation même d'une induction alternative. Ainsi sont mis en évidence les couplages capacitifs et inductifs qui existent entre le circuit d'alimentation du capteur et le circuit des électrodes recueillant le signal de mesure ; le couplage inductif apparaît comme le problème prépondérant tant par son amplitude par rapport à celle du signal de débit que par ses variations au cours d'une mesure.

Ces diverses données conduisent à proposer une méthode originale de discrimination du signal de débit par le choix d'une forme particulière de l'induction appliquée et l'utilisation d'un détecteur approprié :

1. - L'induction appliquée se présente sous la forme d'impulsions périodiques, d'une fréquence de récurrence de 200 Hz, de rapport cyclique 10 et de valeur moyenne nulle.

2. - Le principe théorique d'élimination du signal parasite repose sur le fait que la quantité d'électricité mise en jeu dans le circuit des électrodes, proportionnelle à la variation du flux et de même signe, est nulle au total pour une impulsion d'induction. La détection consiste à intégrer le signal composite (fronts parasites + signal de débit) pendant la seule durée de ce signal. Ainsi sont obtenues une réponse proportionnelle au signal de débit et une réponse nulle au signal parasite quelle que soit son amplitude.

Un ensemble électronique et des capteurs pour mesures intra et extra corporelles sont réalisées pour expérimenter cette méthode.

L'application pratique rencontre diverses difficultés, essentiellement liées à la très faible valeur du signal de débit devant l'amplitude toujours importante du signal parasite.

1.- Deux dispositifs de compensation (inductive et capacitive) permettent de réduire l'amplitude du signal parasite.

2.- La bande passante et la dynamique de l'ensemble d'amplification ne permettent pas une amplification parfaitement linéaire des fronts parasites. Pour que l'intégration reste linéaire, il faut que les deux fronts

parasites soient semblables, donc que les temps de montée et de descente de l'induction soient très voisins.

3.- Cette particularité supplémentaire de l'induction permet la réalisa - tion d'un limiteur sélectif qui abaisse le niveau du signal parasite à l'entrée du détecteur.

4.- La détection doit se faire malgré tout à un niveau de signal de débit relativement faible.

Les mesures effectuées avec notre matériel ont montré, aussi bien en mesures extracorporelles qu'en mesures intracorporelles, une parfaite linéarité de la réponse en amplitude, une réponse en fréquence satisfaisante, une sensibilité bonne, avec une très faible dissipation thermique.

Les mesures extracorporelles sont les moins délicates, mais une parfaite qualité de construction des capteurs est nécessaire pour l'obten - tion de mesures stables et fidèles.

Les mesures intracorporelles soulèvent encore fréquemment des difficultés de stabilité et d'annulation du signal parasite in vivo. Ces difficultés relèvent de deux faits :

1. - Le signal parasite croît en même temps que la sensibilité du capteur.
2. - Le rapport signal parasite/signal utile pour un capteur doit être suffisamment faible pour que la réjection soit efficace.

L'amplitude des signaux parasites peut être réduite par un positionnement parfait des connexions du capteur, une meilleure symétrie interne, et sans doute la réduction de l'encombrement du capteur.
Les capteurs miniaturisés à noyau magnétique ont fait preuve d'une sensibilité satisfaisante.

L'interférence de l'E.C.G. avec le signal de mesure, inconstamment rencontrée et en fait minimisée par des précautions de mise à la masse , n'est pas inhérente à notre appareillage et peut sans doute être réduite.

Ainsi, les problèmes rencontrés avec notre prototype sont liés à la difficulté de réjection d'un signal parasite toujours important et instable lors des mesures intracorporelles. Ce sont ces mêmes difficultés que s'efforcent d'éliminer les divers appareils de débitmétrie électromagné - tique récemment développés à l'étranger. Les résultats obtenus avec ces appareils, qui exploitent des inductions sinusoïdales, ou rectangulaires, ou bipulsée, restent entachés à un degré variable des mêmes aléas. Les résultats obtenus avec notre matériel permettent de penser que les prin - cipes de base peuvent en être retenus.

Cette étude, en tous cas, a permis de mieux définir les causes des difficultés qui s'attachent à la débitmétrie électromagnétique et d'en suggérer certaines solutions.

BIBLIOGRAPHIE

1. ABEL F.L - Chopper-operated electromagnetic flowmeter, IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4), 216, 1959.

2. ALBERTAL G., CLAUSS R.H, FOSBERG AM, HARKEN D.E - Flowmeter for ex - tracorporeal circulation, IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4), 246, 1959

3. ALBERTAL G., CLAUSS R.H, FOSBERG A.M, TAYLOR W.J, HARKEN D.E - An improved electromagnetic fl meter for extracorporeal circulation. J. of Thor. & Cardiovasc. Surg., 41 (3), 368, 1961.

4. CANNON J.A, LOBPREIS E.L, HERROLD G., FRANKENBERG H.L, - Experience with a new electromagnetic flowmeter for use in blood-flow determi - nations in surgery. Annals of Surgery, 152, 635, 1960.

5. COOPER T., RICHERDSON A.W, - Comparative pulsatile blood flow con - tours demonstrating the importance of RC output circuit design in electromagnetic blood flowmeters. IRE Trans. on Medical Electronics ME 6, (4) 207, 1959.

6. CORDELL A.R, SPENLER M.P - Electromagnetic blood flow measurements in extracorporeal circuits. IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4), 228, 1959.

7. COX P., ARORA H., KOLIN A. - Electromagnetic determination of caro- tid blood flow in the anesthetized rat. IRE Trans. on Médical Elec- tronics, ME 10 (4), 171, 1963.

8. DENISON A.B., SPENCER M.P - Square-wave electromagnetic flowmeter design. Rev. Sci. Instr., 27, 707, 1956.

9. DENISON A.B, SPENCER M.P - Sawtooth-wave flowmeter, in Medical Phy- sics (O. Glaser Edit.), 3, 180, 1960.

10. DENISON A.B, SPENCER M.P, GREENE M.O - A square-wave electromagnetic flowmeter for application to intact blood vessels. Circulation Re - search, 3, 39, 1955.

11. McDONALD D.A - Blood flow in arteries. Arnold E. (Publ.)Londres 1960

12. EINSTEIN B.A - Factors limiting the accuracy of the electrolytic plotting tank. Brit. J. Appl. Physics, 2 (2), 49, 1951.

13. ELLIOTT S.E, HOFFMAN J.I.E - An electromagnetic flowmeter for simul- taneous measurements of pulmonary arterial and aortic blood flow in the conscious animal. Med. Electron. Biol. Eng. 1, 323, 1963.

14. FABRE P. - Utilisation des forces électromotrices d'induction pour l'enregistrement des variations de vitesse des liquides conducteurs: un nouvel hémodromographe sans palette dans le sang. Compt. Rend. Acad. Sci., 1097, 1932.

15. FARADAY M. - Bakerian Lecture; Phil. Trans., 122, 163, 1832.

16. FEDER W. - Resume of dc electromagnetic flowmeter group discussion. IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4) 250, 1959.

17. FEDER W., BAY E.B - The dc electromagnetic flowmeter and its appli - cation to blood flow measurement in unopened vessels. IRE Trans. on Med. Electronics, ME 6 (4), 240, 1959.

18. FRANKLIN D.L - Technics for measurement of blood flow through intact vessels. Med. Electron. Biol. Eng., 3 (1), 27, 1965.

19. GESSNER U. - Effects of the vessel wall on electromagnetic flow mea- surement. Biophysical Journal, 1 (8), 627, 1961.

20. GESSNER U., BERGEL D.H - Frequency response of electromagnetic flow- meters. J. Appl. Physiol., 19 (6), 1209, 1964.

21. GIORGI F.A - Blood flowmeter for use in coronary heart disease re - search. IRE Trans. on Med. Electronics, ME 7, 211, 1960.

22. GOLDMAN S.C, MARPLE N.B, SCOLNIK W.L - Effects of flow profile on electromagnetic flowmeter accuracy. J. Appl. Physiol. 18 (3) 652, 1963.

23. GREENFIELD J.C, PATEL D.J, MALLOS A.J, FRY D.L - Evaluation of Kolin type electromagnetic flowmeter and the pressure gradient technique . J. Appl. Physiol., 17 (2), 372, 1962.

24. GREGG D.E, KHOURI E.M, RAYFORD C.R - Systemic and coronary energe - tics in the resting unasthetized dog. Circulation Research, 16 (2), 102, 1965.

25. HEPPS S.A, ROE B.B, RUTKIN B.B - Coronary blood flow in the intact conscious dog : studies with miniature electromagnetic flow trans - ducers. J. Thorc. & Cardiov. Surg., 46 (6), 783, 1963.

26. HOGNESTAD H. - Background signals in electromagnetic flowmeter cau - sing baseline drift. A solution to the problem. Central Institute for Industrial Research, Blindern, Oslo, Norvège.

27. JANZ G.J, TANIGUSHI H. - The silver-silver halide electrodes. Chem. Revs., 53, 397, 1953.

28. JOCHIM K.E - Electromagnetic flowmeter, in Medical Physics, O.Glaser Ed., The Year Book Publishers Inc., Chicago, 2, 225, 1950.

29. JOCHIM K.E. - The development of the electromagnetic blood flowmeter IRE Trans. on Med. Electronics, BME 9 (4), 228, 1962.

30. JOCHIM K.E. - Pratical application of blood flowmeters. J. Physiol. 17 (2) 378, 1962.

31. KHOURI E.M, GREGG D.E - Miniature electromagnetic flowmeter applica- ble to coronary arteries. J. Appl. Physiol., 18, 224, 1963.

32. KOLIN A. - Electromagnetic flowmeter : principle of method and its application to blood flow measurements. Proc. Soc. Exper. Biol. and Med., 35, 53, 1936.

33. KOLIN A. - Electromagnetic rheometry and its application to blood flow measurements. AM. J. Physiol., 122, 797, 1938.

34. KOLIN A. - An alternating field induction flowmeter of high sensiti- vity. Rev. Sci. Instr., 16 (5), 109, 1945.

35. KOLIN A. - Improved apparatus and technique for electromagnetic de - termination of blood flow. Rev. Sci. Instr., 23 (5) 235, 1952.

36. KOLIN A. - A method for adjustement of the zero setting of an elec - tromagnetic flowmeter without interruption of flow. Rev. Sci. Instr. 24, 178, 1953.

37. KOLIN A. - Miniature blood flowmeter for chronic impantation. In Medical Physics (O. Glaser ed.), 3, 146, 1960.

38. KOLIN A., ASSALI N., HERROLD G., JENSEN R. - Electromagnetic deter - mination of regional blood flow in unanesthetized animals. Proc. National Acad. Sci., 43, 527, 1957.

39. KOLIN A., HERROLD G., ASSALI N. - Electromagnetic blood flowmeter yielding a base line without interruption of flow. Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 98, 550, 1958.

40. KOLIN A., KADO R. - Miniaturisation of the electromagnetic blood flowmeter. Proc. National Acad. Sci., 45, 1312, 1959.

41. KOLIN A., WISSHAUPT R. - Single-coil coreless electromagnetic blood flowmeters. IRE Trans. on Med. Electronics, BME 10 (2), 60, 1963.

42. LEBEE G., RICHARD M., GUILLAUD L. - Etude et réalisation d'un débit- mètre électromagnétique à champ rectangulaire. Revue Générale de l'Electricité, Sept. 1963, P. 439.

43. MARSTON E.L., BAREFOOT C.A, SPENCER M.P - Noncannulating measurement of coronary blood flow. Surgical Forum, 10, 636, 1959.

44. MENNO A.D, SCHENK W.G. Jr - Dynamics of coronary arterial flow :Flow alterations resulting from certain surgical procedures and drugs of surgical importance. Surgery, 50, (1), 82, 1961.

45. NYE E.R - The effect of blood pressure alteration on the pulse wave velocity. British Heart Journal, 26, 261, 1964.

46. O'ROURKE M.F - Dynamic accuracy of the electromagnetic flowmeter. J. Appl. Physiol., 20 (1), 142, 1965.

47. OLMSTED F. - Measurement of cardiac output in unrestrained dogs by an implanted electromagnetic meter. IRE Trans. on Medical Electro - nics, ME 6 (4), 210, 1959.

48. OLMSTED F., ALDRICH F.D - Improved electromagnetic flowmeter phase detection, a new principle. J. Appl. Physiol., 16, 197, 1961.

49. PERONNEAU P. - La débitmétrie électromagnétique appliquée à la phy - siologie circulatoire. Electronique Médicale, 31, 15, 1965.

50. PERONNEAU P., HINGLAIS J. - Débitmétrie électromagnétique ultrasoni- que, éventuelles applications de la résonance magnétique nucléaire et du laser. Onde Electrique, XLVI, (467), 224, 1966.

51. RICHARDSON A.W, COOPER T., CISZCZON W.J - A transistorized électro - magnetic blood flowmeter. J. Appl. Physiol., 16, 940, 1961.

52. RYAN D.P - A low cost portable electromagnetic blood flowmeter sys- tem utilizing commercially available devices. IRE Trans. on Medical Electronics, BME 10 (2), 57, 1963.

53. SCHAPER W.K.A, RENS W., JAGENEAU A.H.M - Konstruktion und Bigenschaften neuer Messköpfe zur elektromagnetischen Registrierung der Blutsströmung. Pflügers Arch. Physiol., 283 (3), 242, 1965.

54. SCHENK W.G., McDONALD K.E, CAMP F.A, POLLOCK L. - The measurement of regional blood flow. J. Thorac. & Cardiov. Surg., 46 (1), 50, 1963.

55. SHERCLIFF J.A - The theory of electromagnetic flow measurement.1vol. University Press, Cambridge, 1962.

56. SPENCER M.P, DENISON A.B - The square-wave electromagnetic flowmeter theory of operation and design of magnetic probes for clinical and experimental applications. IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4), 220, 1959.

57. THORNTON W., BEJACK B. - Performance and application of a commercial blood flowmeter. IRE Trans. on Medical Electronics, ME 6 (4), 237, 1959.

58. THURLEMANN B. - Methode zur elektrischen Geschwindigkeitmessung von Flüssigkeiten. Helv. Phys. Acta, 14, 383, 1941.

59. THURLEMANN B. - Zur elektromagnetischen Geschwindigkeitmessung von Flüssigkeiten. Helv. Phys. Acta, 28, 483, 1955.

60. WESTERTEN A., HERROLD G., ASSALI N. - Gated sine-wave flowmeter. J. Appl. Physiol., 15, 533, 1960.

61. WETTERER E. - Eine neue Methode zur Registrierung der Blutströmungsgeschwindigkeit am uneröffneten Gefäss. Z. Biol., 98, 26, 1937.

62. WETTERER E. - A critical appraisal of methods of blood flow determination in animals and man. IRE Trans. on Medical Electronics, BME 2, (2), 1962, 165.

63. WILLIAMS E.J - The induction of electromotrice forces in a moving liquid by a magnetic field, and its application to an investigation of the flow of liquids. Proc. Phys. Soc. Londres, 42, 466, 1930.

64. WYATT D.G - Problems in the measurements of blood flow by magnetic induction. Physics in Medecine and Biology, 5, 289, 1961.

65. YANOF H.M - A trapezoidal-wave electromagnetic blood flowmeter. J. Appl. Physiol., 16, 566, 1961.

DEUXIEME THESE

PROPOSITIONS DONNEES PAR LA FACULTE

"Commande des moteurs par thyratrons solides."

VU ET APPROUVE
Paris, le 30 avril 1968
Le Doyen de la Faculté des Sciences
de Paris

Marc ZAMANSKY

VU
ET PERMIS D'IMPRIMER
Le Recteur de l'Académie de Paris

Jean ROCHE